

---

# **DIPLOMARBEIT**

---

Herr  
**Jörg Claußnitzer**

**Untersuchung zur Strahlen-  
exposition der Bevölkerung  
durch Patienten, die sich einer  
Radioiodtherapie unterzogen  
haben**

2010



# **DIPLOMARBEIT**

---

## **Untersuchung zur Strahlen- exposition der Bevölkerung durch Patienten, die sich einer Radioiodtherapie unterzogen haben**

Autor:  
**Herr**

**Jörg Claußnitzer**

Studiengang:  
**Physikalische Technik**

Seminargruppe:  
PT06wM1

Erstprüfer:  
**Prof. Dr. Ralf Hinderer**

Zweitprüfer:  
**Dr. Michael Andreeff**

Dresden, August 2010



---

## **Bibliografische Angaben:**

Claußnitzer, Jörg:

Untersuchung zur Strahlenexposition der Bevölkerung durch Patienten, die sich einer Radioiodtherapie unterzogen haben –2010. – 88 S.

Mittweida, Hochschule Mittweida (FH), University of Applied Sciences,  
Fakultät Mathematik/ Naturwissenschaften/ Informatik, Diplomarbeit, 2010

## **Referat:**

Bei der Radioiodtherapie, die bei der Behandlung verschiedenster Schilddrüsenerkrankungen angewendet wird, kommt es nach der Entlassung der Patienten von der nuklearmedizinischen Station zu einer geringen Strahlenexposition der Angehörigen der Patienten. Laut Strahlenschutzverordnung darf die Entlassung der Patienten erst dann erfolgen, wenn die kumulative Strahlenexposition auf die Bevölkerung weniger als 1 mSv beträgt. Aufgrund der Veränderung der Strahlenschutzgesetzgebung im Jahr 2001, mit einer Reduzierung der Grenzwerte bei gleichzeitiger Erhöhung der Entlassungsaktivität, ist eine Untersuchung der Strahlenexposition auf die Angehörigen sinnvoll. Mit dieser Diplomarbeit soll die Einhaltung des gesetzlichen Grenzwertes überprüft werden. Dazu sollten die Patienten und die Angehörigen amtliche Fingerringdosimeter tragen sowie nichtamtliche OSL- und TLD-Dosimeter in einer Kassette unter das Kopfkissen des Angehörigen lagern. Nach einer Expositionszeit von 14 Tagen wurden die Dosimeter zurückgesandt. Nach der Messwertaufnahme wurden die Ergebnisse auf ihre Plausibilität überprüft und statistisch ausgewertet. Als Ergebnis dieser Studie kann festgestellt werden, dass, ausgehend von Patienten, die sich einer Radioiodtherapie unterzogen haben, die Strahlenexposition auf die Angehörigen ( $0,68 \pm 0,54$ ) mSv beträgt. In 24 % der betrachteten Fälle wurde der Grenzwert von 1 mSv für Einzelpersonen der Bevölkerung überschritten. Aber laut ICRP 103 wird ein Dosiswert von 5 mSv in Einzelfällen als akzeptabel angesehen. Bei einem gemessenen Maximalwert von 3,05 mSv liegen alle Messwerte weit unter dieser Empfehlung. Somit kann resümiert werden, dass die Änderung der Strahlenschutzverordnung keine Erhöhung der Strahlenexposition auf Einzelpersonen der Bevölkerung bewirkte.



## I. Inhaltsverzeichnis

<b>I.</b>	<b>Inhaltsverzeichnis .....</b>	<b>I</b>
<b>II.</b>	<b>Abkürzungsverzeichnis .....</b>	<b>IV</b>
<b>III.</b>	<b>Abbildungsverzeichnis .....</b>	<b>V</b>
<b>1</b>	<b>Einleitung .....</b>	<b>1</b>
<b>2</b>	<b>Grundlagen .....</b>	<b>4</b>
2.1	Die Schilddrüse – ihre Funktion und mögliche Erkrankungen.....	4
2.2	Dosimetrie ionisierender Strahlung.....	5
2.2.1	Strahlungsarten.....	5
2.2.2	Wechselwirkung von ionisierender Photonenstrahlung mit Materie .....	6
2.2.3	Wechselwirkung von Elektronenstrahlung mit Materie.....	8
2.2.4	Dosisgrößen.....	9
2.2.5	Strahlungseffekt und ihre Anwendung in der Dosimetrie .....	12
2.2.6	Strahlenschutz .....	13
2.3	Die Radioiodtherapie .....	15
2.3.1	Voruntersuchungen.....	15
2.3.2	Radiopharmakon.....	16
2.3.3	Therapiedurchführung.....	17
2.3.4	Entlassungsdosis .....	19
2.4	Stimulierte Lumineszenz.....	20
2.4.1	Optisch Stimulierte Lumineszenz - Dosimetrie.....	22
2.4.1.1	Prinzip .....	22
2.4.1.2	Auslesen .....	23
2.4.2	Thermolumineszenzdosimetrie.....	25
2.4.2.1	Prinzip .....	25
2.4.2.2	Auslesen .....	25
<b>3</b>	<b>Material und Methoden.....</b>	<b>27</b>

3.1	Dosimeter.....	27
3.1.1	OSL-Dosimeter .....	27
3.1.1.1	Kalibrierung.....	28
3.1.1.2	Energieabhängigkeit des Ansprechvermögens.....	31
3.1.2	TLD-Dosimeter .....	34
3.1.2.1	Kalibrierung.....	35
3.1.2.2	Energieabhängigkeit des Ansprechvermögens.....	36
3.1.2.3	Linearität .....	38
3.1.3	Fingerringdosimeter.....	40
3.1.3.1	Kalibrierung.....	42
3.2	Studie .....	42
3.2.1	Therapiestation .....	42
3.2.2	Fallzahlbestimmung.....	45
3.2.3	Durchführung .....	46
<b>4</b>	<b>Ergebnisse .....</b>	<b>51</b>
4.1	Dosimeter.....	51
4.1.1	Energieabhängigkeit des Ansprechvermögens von BeO-Dosimetern (Kalibrierkontrolle).....	51
4.1.2	Energieabhängigkeit des Ansprechvermögens der TLD-100 (Kalibrierkontrolle).....	52
4.1.3	Linearität der TLD-100.....	54
4.2	Studie .....	56
4.2.1	Messergebnisse der Patienten .....	58
4.2.2	Messergebnisse der Angehörigen.....	60
4.2.3	Korrelation der Messergebnisse.....	64
<b>5</b>	<b>Diskussion.....</b>	<b>66</b>
5.1	Plausibilität der Messwerte .....	66
5.2	Interpretation der Ergebnisse .....	67
5.3	Vergleich mit der Literatur.....	69
5.4	Schlussfolgerungen .....	70



---

<b>6</b>	<b>Literaturverzeichnis .....</b>	<b>72</b>
<b>7</b>	<b>Anhang .....</b>	<b>75</b>
7.1	Messdaten.....	75
7.2	Statistische Auswertung.....	80
7.2.1	Explorative Datenanalyse der Patientenmessdaten.....	80
7.2.2	Explorative Datenanalyse der Angehörigenmessdaten .....	81
7.3	Patienteninformation .....	85
7.4	Technisches Datenblatt für den TLD-Fingerring.....	86
	<b>Eidesstattliche Erklärung .....</b>	<b>88</b>

## II. Abkürzungsverzeichnis

AtG	Atomgesetz
BE	Begleitperson
BeO	Berylliumoxid
F-TLD-BE	Fingerringdosimeter Begleitperson
F-TLD-PA	Fingerringdosimeter Patient
HWZ	Halbwertszeit
HWZ <sub>eff</sub>	effektive Halbwertszeit
ICRP	International Commission on Radiological Protection
LiF	Lithiumfluorid
OSL	optisch stimulierte Lumineszenz
PA	Patient
PSEV	Photosekundärelektronenvervielfacher
RöV	Röntgenverordnung
SD	Schilddrüse
SSK	Strahlenschutzkommission
StrlSchV	Strahlenschutzverordnung
TLD	Thermolumineszenz – Dosimeter
VKTA	Verein für Kernverfahrenstechnik und Analytik Rossendorf e.V.

### III. Abbildungsverzeichnis

Abbildung 2-1: Wechselwirkung von Elektronen mit Materie.....	8
Abbildung 2-2: Zerfallsschema von I-131.....	18
Abbildung 2-3: Schema der stimulierten Lumineszenz.....	21
Abbildung 2-4: Beispielhafte Abklingkurve eines OSL-Signals für eine Auswertung von 30 s. ....	23
Abbildung 2-5: Schematischer Aufbau eines Auslesegerätes .....	24
Abbildung 2-6: Glowkurve (schematisch) die beim Ausheizen von bestrahlten TLDs entsteht.....	26
Abbildung 3-1: BeO - Dosimeter im Vergleich zu einer 2 Cent Münze.....	28
Abbildung 3-2: Messplatz zur Auswertung der OSL-Dosimeter. ....	30
Abbildung 3-3: Dosischarakteristik von BeO.....	30
Abbildung 3-4: Energieabhängigkeit des Ansprechvermögens von BeO - Dosimetern.....	31
Abbildung 3-5: TLD-100 im Vergleich zu einer 1 Cent Münze.....	35
Abbildung 3-6: TLD-Reader Modell HARSHAW 4500.....	36
Abbildung 3-7: Energieabhängigkeit des Ansprechvermögens von TLD-100.....	37
Abbildung 3-8: Zur Linearität der Messanzeige von Thermolumineszenzdetektoren. ....	39
Abbildung 3-9: Fingerringdosimeter und seine einzelnen Bestandteile.....	41
Abbildung 3-10: Krankheitsstruktur für das Jahr 2009.....	43
Abbildung 3-11: Altersstruktur für das Jahr 2009.....	44
Abbildung 3-12: Kassette für die nichtamtlichen OSL- und TLD-Dosimeter.....	47
Abbildung 3-13: Relative Dosis im zeitlichen Verlauf.....	48
Abbildung 4-1: Gemessene Dosiswerte im Vergleich zu den theoretischen Werten.....	52
Abbildung 4-2: Gemessene Dosiswerte im Vergleich zu den theoretischen Werten.....	53
Abbildung 4-3: Gemessenes Linearitätsverhalten der TLD-100 im Niedrigdosisbereich .....	55
Abbildung 4-4: Krankheitsstruktur für die vorliegende Studie .....	56
Abbildung 4-5: Altersstruktur für die vorliegende Studie.....	57

---

Abbildung 4-6: Boxplot - für die Messwerte der Fingerringe die die Patienten getragen haben.....	59
Abbildung 4-7: Vergleich der Patientenmesswerte mit den mathematisch bestimmten Dosiswerten .....	60
Abbildung 4-8: Boxplotdarstellung der Messergebnisse der Angehörigen für die verschiedenen Messsysteme .....	61
Abbildung 4-9: Dosismesswerte der Angehörigen in Abhängigkeit zur Entlassungsdosisleistung der Patienten.....	63
Abbildung 4-10: Vergleich zwischen den OSL-Dosimetern und den Fingerringen der Angehörigen .....	64
Abbildung 4-11: Korrelationsnachweis zwischen den OSL- und den TLD- Dosimetern.....	65
Abbildung 4-12: Vergleich der Messwertstreuung von OSL- und TLD- Messwerten.....	65

## 1 Einleitung

Für die Behandlung von malignen und benignen Schilddrüsenerkrankungen stehen zurzeit verschiedene Therapieverfahren zur Auswahl. Die Radioiodtherapie gilt als ein effektives, kostengünstiges und nebenwirkungsarmes Verfahren [21] und ist neben der operativen Therapie eine der weltweit am häufigsten angewendeten Behandlungsmethode. Sie wird bereits seit 1941 durchgeführt. Damals haben Hertz und Roberts den ersten Patienten mit Hyperthyreose am Massachusetts General Hospital Boston mit radioaktiven Iod ( $I-130$ ) behandelt [24]. Die erste erfolgreich durchgeführte Radioiodtherapie in Deutschland gelang C. Winkler in Aachen im Jahre 1949 [31].

Der therapeutische Effekt der Radioiodtherapie beruht auf der Fähigkeit der Schilddrüsenzellen, Iodid zu speichern. Das heutzutage für die Radioiodtherapie verwendete Nuklid ist das  $I-131$ . Dieses Nuklid hat eine physikalische Halbwertszeit von 8,02 Tagen und ist ein Betastrahler. Die emittierte  $\beta$ -Strahlung besitzt eine mittlere Energie von 192 keV und weist im Schilddrüsengewebe eine mittlere Reichweite von 0,5 mm auf. Beim radioaktiven Zerfall von  $I-131$  zu  $Xe-131$  werden zusätzlich  $\gamma$ -Quanten emittiert. Diese besitzen eine Energie von 364 keV, haben eine hohe Reichweite und verlassen fast ohne Wechselwirkung das Schilddrüsengewebe. Der therapeutische Effekt wird ausschließlich von der kurzreichweitigen  $\beta$ -Strahlung erzeugt. Aufgrund der geringen Absorption der  $\gamma$ -Strahlung im Gewebe kann diese auch außerhalb des Körpers detektiert werden. Dadurch ist eine Therapiekontrolle möglich.

Der Einsatz des radioaktiven  $I-131$  hat durch die  $\gamma$ -Strahlung eine Strahlenexposition von Unbeteiligten und der direkten Umgebung zur Folge. Deshalb ist die Durchführung der Radioiodtherapie in Deutschland nach der Strahlenschutzverordnung [8] und der daraus abgeleiteten Richtlinie Strahlenschutz in der Medizin [7] grundsätzlich nur unter stationären Bedingungen möglich.

Bis zur Änderung der Strahlenschutzgesetzgebung im Jahr 2001 galten für die Therapie mit offenen radioaktiven Stoffen nach der Richtlinie Strahlenschutz in der Medizin [6] folgende Regelungen bezüglich der Unterbringung und Entlassung der Patienten:

- Patienten, die offene radioaktive Stoffe zu therapeutischen Zwecken erhalten haben, sind nach der Verabreichung mindestens 48 Stunden stationär aufzunehmen.
- Bei der Behandlung sollte der zeitliche Aktivitätsverlauf nach Verabreichung des radioaktiven Präparates aufgenommen werden.
- Die Entlassung eines Patienten aus stationärer Behandlung nach Applikation offener radioaktiver Stoffe ist möglich, wenn die Strahlenexposition für andere Personen im Abstand von einem Meter 1,5 mSv im Jahr nicht überschritten wird. Die Äquivalentdosis von 1,5 mSv im Jahr wird eingehalten, wenn die Restaktivität nicht höher als 95 MBq I-131 am Tage der Entlassung ist.

Diese Regelung hatte zur Folge, dass es in Deutschland lange stationäre Aufenthaltszeiten und damit verbundene lange Wartezeiten auf eine Therapie gab. Aus diesem Grund hatte sich ein „Radioiodtherapie-Tourismus“ ins europäische Ausland entwickelt, da die Gesetzgebung in einer Vielzahl von europäischen Ländern eine ambulante Radioiodtherapie bis zu bestimmten applizierten Aktivitäten zuließ. Daher empfahl die Strahlenschutzkommission im Jahr 1996 [30] eine Verkürzung der stationären Verweildauer durch eine Erhöhung der Entlassungsaktivität bei den Patienten. Aufgrund dieser Empfehlung wurde am Universitätsklinikum Dresden eine Studie durchgeführt, die die Strahlenexposition der nächsten Angehörigen der Patienten in der häuslichen Umgebung messtechnisch erfassen sollte [14]. Das Ergebnis dieser Studie ergab eine mittlere Strahlenexposition der Angehörigen von  $0,8 \text{ mSv} \pm 0,7 \text{ mSv}$  und bestätigte die Annahme der Strahlenschutzkommission, dass es mit diesen Grenzwerten zu einer Überschätzung der realen Strahlenexposition gekommen war.

Gemäß der Empfehlung der Strahlenschutzkommission wurden die Grenzwerte in der neu verabschiedeten Strahlenschutzverordnung [8] im Jahr 2001 angepasst. Die Änderung der Strahlenschutzgrundsätze bezüglich der

Unterbringung und Entlassung der Patienten betrifft im Wesentlichen nur die Entlassungsrichtwerte. Es wurde festgelegt, dass die Patienten dann entlassen werden können, wenn die Strahlenexposition von Personen aus der Umgebung des Patienten 1 mSv pro Kalenderjahr nicht überschreitet. Dieser Grenzwert wird laut Richtlinie Strahlenschutz in der Medizin [7] für I-131 eingehalten, wenn die Entlassungsaktivität nicht mehr als 250 MBq beträgt. Das entspricht einer Dosisleistung von 3,5  $\mu$ Sv/h in zwei Metern Abstand. Die Mindestaufenthaltsdauer von 48 Stunden wurde beibehalten. Auch die Bestimmungen über die Behandlungskontrolle unterlagen keiner Änderung.

Unter dem Gesichtspunkt der Veränderung der Strahlenschutzgesetzgebung von 2001 und der damit verbundenen Reduzierung der Grenzwerte von 1,5 mSv auf 1 mSv pro Jahr ist eine erneute Erhebung der Strahlenexposition für Angehörige der Patienten sinnvoll. Aus den gewonnenen Messwerten soll auf die Strahlenexposition der Bevölkerung, ausgehend von Personen, die sich einer nuklearmedizinischen Therapie unterzogen haben, geschlossen werden. Durch die Untersuchung soll der Nachweis erbracht werden, dass die von der medizinischen Anwendung offener radioaktiver Stoffe in der Schilddrüsenthherapie ausgehende Gefahr gering und im Vergleich zum Nutzen zu akzeptieren ist und somit das Rechtfertigungsprinzip, welches in der Strahlenschutzverordnung festgelegt ist, eingehalten wird.

## 2 Grundlagen

### 2.1 Die Schilddrüse – ihre Funktion und mögliche Erkrankungen

Die Schilddrüse ist ein endokrines Organ, d.h. sie gibt ihre Hormone ohne einen Ausführungsgang direkt an das Blut ab. Sie bedeckt im Halsbereich den 2.- 4. Trachealknorpel und besteht aus einem rechten und einem linken Lappen, welche durch eine Gewebsbrücke (Isthmus) verbunden sind. Das Gewicht der gesunden Schilddrüse ist personenspezifisch und liegt bei ca. 25 – 30 g. Da sie die Fähigkeit besitzt, große Mengen an Hormonen zu speichern, wird sie auch als Stapel- oder Speicherdrüse bezeichnet.

#### *Funktion*

Die Hauptfunktion der Schilddrüse liegt in der Produktion der Schilddrüsenhormone Thyroxin, Triiodthyronin und Kalzitinin. Dazu ist die Aufnahme des Spurenelementes Iod notwendig. Dieses wird über die Nahrungsaufnahme dem Körper zugeführt und im Dünndarm nahezu vollständig zu Iodid resorbiert. Die Schilddrüse nimmt das so bereitgestellte Iodid durch einen aktiven Aufnahmemechanismus aus dem Blut auf.

Hinsichtlich der bedarfsbezogenen Hormonproduktion wird unterschieden in:

- Euthyreose (normale Hormonproduktion)
- Hyperthyreose (Schilddrüsenüberfunktion)
  - gesteigerte Produktion und Sekretion von Schilddrüsenhormonen
  - Hyperthyreose führt zur krankhaften Erhöhung des Stoffwechsels
- Hypothyreose (Schilddrüsenunterfunktion) aufgrund von:
  - angeborener Hypothyreose
  - intrauterin erworbener Hypothyreose, d.h. durch Prozesse in der Gebärmutter durch erhöhte oder verminderte Iodzufuhr der Mutter
  - erworbener Hypothyreose, die meist nach Schilddrüseneingriffen auftritt
  - Schilddrüsenentzündungen



## *Erkrankungen*

Da Deutschland ein Iodmangelgebiet ist, d.h. der Großteil der Bevölkerung hat eine unzureichende Versorgung mit Iod, beruht die Mehrzahl der Schilddrüsenerkrankungen auf Iodmangel. Die daraus resultierende am häufigsten auftretende Erkrankung der Schilddrüse ist die Iodmangelstruma. Eine Struma ist die Vergrößerung der Schilddrüse aufgrund eines „Ausgleichsmechanismus“ des Körpers, damit über die vergrößerte Schilddrüse mehr Iod aufgenommen werden kann. Tritt diese Mangelercheinung über einen längeren Zeitraum, d.h. über Jahre, auf kann es zur Bildung von Knoten, Kalkeinlagerungen oder Entstehung von autonomen Arealen kommen. Autonome Areale sind Schilddrüsenanteile, die in ihrer Hormonproduktion der Steuerung durch die Hirnanhangsdrüse nicht mehr gehorchen.

Neben den durch Iodmangel bedingten Schilddrüsenerkrankungen gibt es noch weitere Krankheitssymptome, die eine Therapie erfordern, aber anderweitige Ursachen haben. Dazu gehören:

- Autoimmunerkrankungen, z.B. Basedow-Krankheit
- Entzündungen
- Krebserkrankungen

## **2.2 Dosimetrie ionisierender Strahlung**

### 2.2.1 Strahlungsarten

Mit Strahlung wird in der Physik eine Form des Energietransports bezeichnet. Es wird dabei in Korpuskularstrahlung und elektromagnetische Strahlung unterschieden.

Eine für die Dosimetrie wesentlich wichtigere Unterteilung der Strahlungsarten erfolgt hinsichtlich ihrer Wirkung auf die Materie, nämlich in ionisierende und nicht ionisierende Strahlung. Bevor darauf näher eingegangen wird, soll an dieser Stelle der Begriff der Ionisation definiert werden:

„Ionisation nennt man den Prozess, bei dem durch Strahlung ein Elektron oder mehrere Elektronen von einem Atom oder Molekül in Gasen oder von einem

gebundenen Zustand in einem flüssigen oder festen Körper abgelöst werden.“  
[22]

Bei der nicht ionisierenden Strahlung reicht die übertragene Energie nicht aus, um Materie zu ionisieren (z.B. Infrarotstrahlung, Radiowellen). Bei der ionisierenden Strahlung reicht der eingebrachte Energiebetrag für den oben beschriebenen Prozess aus. Hinsichtlich der Wechselwirkung zwischen der ionisierenden Strahlung mit Materie wird unterschieden in:

- **Direkt ionisierend:** Diese Strahlung besteht aus geladenen Teilchen, die die Materie über Stöße unmittelbar ionisieren können, z.B. Alpha- und Elektronenstrahlung.
- **Indirekt ionisierend:** Diese Strahlung besteht aus ungeladenen Teilchen. Die Wechselwirkung dieser Strahlung mit der Materie erfolgt in zwei Schritten:
  1. Erzeugung von geladenen Teilchen
  2. Übertragung von Energie von diesen Teilchen auf die Materie, z.B. Gamma- und Neutronenstrahlung

### 2.2.2 Wechselwirkung von ionisierender Photonenstrahlung mit Materie

Trifft ionisierende Strahlung auf Materie, so kommt es zur Wechselwirkung zwischen Strahlungsfeld und bestrahlter Materie. Die Strahlungsenergie wird auf die Materie übertragen. Dabei können die Photonen mit der Atomhülle und dem Atomkern bzw. dem Coulombfeld der Atomkerne wechselwirken.

#### a) Wechselwirkungen mit der Atomhülle:

- **Kohärente Streuung:** Richtungsänderung der Photonen durch Streuung, wobei es zu keinem Energieverlust kommt. Unterschieden wird für den Bereich des sichtbaren Lichtes die Rayleighstreuung und im Bereich der niederenergetischen ionisierenden Strahlung die Thomsonstreuung.
- **Inkohärente Streuung:** (Comptoneffekt) Es kommt zu einer Richtungsänderung der Photonen, die dabei einen Teil ihrer Energie verlieren. Diese Energie wird an ein äußeres Hüllenelektron abgegeben, welches die Atomhülle verlässt. Dieses Elektron kann wiederum mit den benachbarten Atomen wechselwirken (indirekt ionisierende Strahlung).

Diese Sekundärelektronen können Bremsstrahlung in der Materie erzeugen.

- **Fotoeffekt:** Ein Photon stößt ein Elektron aus einer inneren Schale einer Atomhülle, indem es diesem die gesamte Energie überträgt. Das Photon wird somit absorbiert. Das freigesetzte Elektron wird auch als Fotoelektron bezeichnet, welches bei weiteren Wechselwirkungen Bremsstrahlung erzeugen kann. Außerdem kann charakteristische Röntgenstrahlung oder Augerelektronen emittiert werden.

**b) Wechselwirkung mit dem Atomkern:**

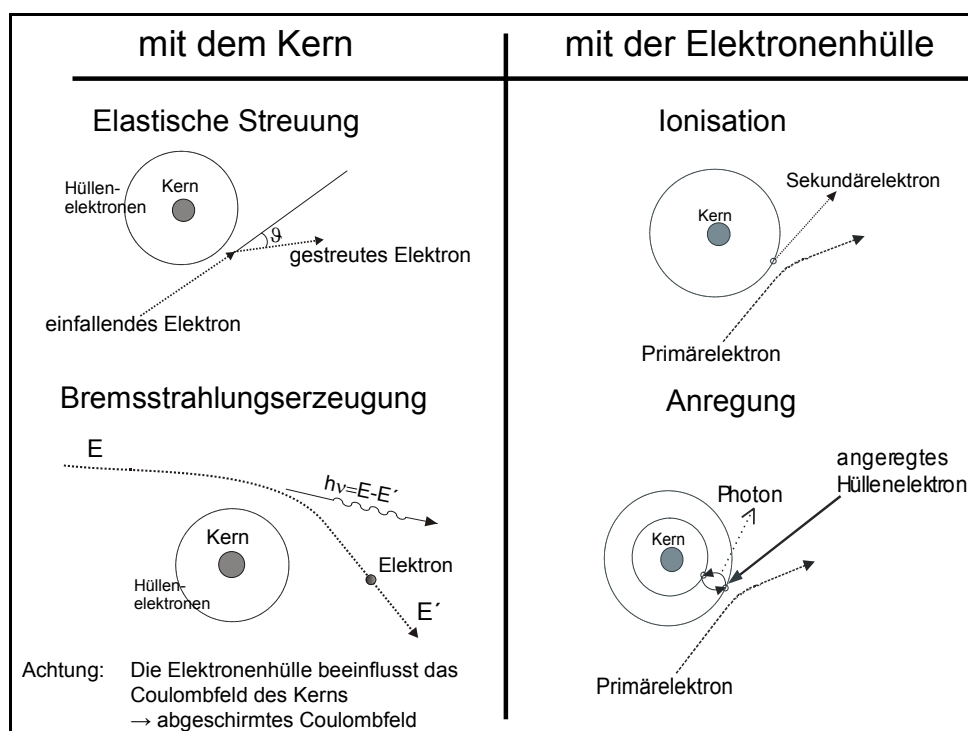
- **Kernfotoreaktionen:** Wechselwirkung der Photonen mit den Atomkernen oder einzelnen Nukleonen. Die Folge ist eine Teilchenemission, wodurch der Atomkern radioaktiv werden kann. Bei diesem Vorgang kann es auch zu einer Emission von Gammastrahlung kommen.
- **Paarbildung:** Sie tritt bei Photonenenergien oberhalb von 1,02 MeV auf. Gelangt ein solch energiereiches Photon in die Nähe eines Atomkerns, tritt es in Wechselwirkung mit dem elektrischen Feld des Kerns. Spontan kann dann ein Elektron-Positron-Paar entstehen. Die Energie des Photons wird in Masse und Bewegungsenergie der entstehenden Teilchen umgewandelt. Das Photon wird dabei absorbiert. Beide entstandenen Teilchen wechselwirken ihrerseits mit den Atomen der Materie. Bei der Rekombination des Positrons mit einem Elektron kommt es zu einer Emission von zwei Vernichtungsgammaquanten, die jeweils eine Energie von 511 keV besitzen.

Betrachtet man die Einwirkung von Strahlung auf menschliches Gewebe, so sind die kohärente Streuung und die Kernfotoreaktionen kaum von Bedeutung. Als wesentliche Wechselwirkungsprozesse sind in der medizinischen Radiologie sowie im Strahlenschutz der Fotoeffekt, die Paarbildung und die Comptonstreuung anzusehen. Dabei kommen die größten Beiträge zur Energiedosis in menschlichem Gewebe und damit zu den biologischen Strahlenwirkungen von den Comptonelektronen nach einem Comptoneffekt.

### 2.2.3 Wechselwirkung von Elektronenstrahlung mit Materie

Eine kurze Zusammenfassung über die Wechselwirkungen von Elektronenstrahlung mit Materie ist nötig, da die therapeutische Wirkung von radioaktiven Stoffen im Körper hauptsächlich auf der Energieübertragung durch  $\beta$ -Strahlung (Elektronenstrahlung) beruht. So emittiert das am häufigsten in der Nuklearmedizin für die Therapie benutzte Nuklid I-131 eine  $\beta$ -Strahlung mit einer Grenzenergie von 0,807 MeV. Die mittlere Reichweite in Wasser oder Gewebe beträgt 0,5 mm, sodass mit dieser Teilchenstrahlung hohe, lokal begrenzte Dosen appliziert werden können.

Die elementaren Wechselwirkungsprozesse zwischen Elektronenstrahlung und Materie sind die Anregungsbremmung, die Ionisationsbremmung, die elastische Streuung am abgeschirmten Coulomb-Potenzial des Kerns sowie die Strahlungsbremmung/Bremsstrahlungserzeugung. Eine Übersicht und eine schematische Darstellung dieser Prozesse zeigt Abbildung 2-1.



**Abbildung 2-1: Wechselwirkung von Elektronen mit Materie [18]**

- a) Anregungsbremung:** Unelastischer Stoß zwischen dem einfallenden Elektron und einem Hüllenelektron des Targetatoms infolge weit reichender Coulomb-Wechselwirkungen. Bei diesem Prozess kommt es in 70 % der Fälle zu einer Anregung des Atoms. Bei der anschließenden Relaxation werden Photonen mit geringer Energie freigesetzt.
- b) Ionisationsbremung:** Es kommt zu einer Ionisation des durchstrahlten Stoffes. Der Energieverlust der  $\beta$ -Teilchen wird durch die Ionisationsbremung (Stoßbremsvermögen) verursacht.
- c) elastische Streuung am abgeschirmten Coulomb-Potenzial des Kerns:** Richtungsänderung (bis Rückstreuung) der  $\beta$ -Teilchen durch Coulomb-Wechselwirkung mit positiven Kernen. Es erfolgt eine elastische Streuung an den Atomkernen. Aufgrund des hohen Massenunterschieds zwischen Atom und Elektron gibt es praktisch keine Energieübertragung. Es werden keine Photonen erzeugt.
- d) Bremsstrahlungserzeugung:** Ablenkung und Abbremsung der  $\beta$ -Teilchen durch Coulomb-Wechselwirkungen mit positiven Kernen. Durch die Strahlungsbremung geht Energie verloren, da beschleunigte Ladungen Energie in Form von elektromagnetischer Strahlung abgeben. Das Bremsstrahlungsspektrum ist kontinuierlich.

#### 2.2.4 Dosisgrößen

Bei einer Strahlungsexposition auf Gewebe wird auf dieses durch die ionisierende Strahlung Energie übertragen. Diese verursacht physikalische und chemische Veränderungen im Gewebe. Um ein Maß für die auf eine bestimmte Gewebsmenge übertragene Energie zu erhalten, wurde die Energiedosis definiert.

**Energiedosis  $D$ :**

$$D = \frac{dE}{dm} \quad [D] = 1 \text{ Gy} = 1 \frac{\text{J}}{\text{kg}} \quad (1)$$

$dE$  - mittlere Energie die durch ionisierende Strahlung auf das Volumenelement übertragen wird

$dm$  - Masse des Volumenelementes

**Energiedosisleistung  $\dot{D}$ :**

$$\dot{D} = \frac{dD}{dt} \quad [\dot{D}] = 1 \frac{\text{W}}{\text{kg}} \quad (2)$$

Bei annähernd konstanter Dosisleistung kann aus der Beziehung Dosis = Dosisleistung x Dauer der Bestrahlung die Dosis bestimmt werden.

**Äquivalentdosis  $H$ :** ist definiert als

$$H = Q \cdot D \quad [H] = 1 \text{Sv} = 1 \frac{\text{J}}{\text{kg}} \quad (3)$$

$Q$  – Qualitätsfaktor

Dieser dimensionslose Qualitätsfaktor wurde eingeführt, um die relative biologische Wirksamkeit der jeweiligen Strahlung zu beachten, da einige Strahlungsarten eine stärkere Ionisierung verursachen als andere.

**Äquivalentdosisleistung  $\dot{H}$ :** Sie ist abhängig von der Aktivität der Strahlungsquelle, dem Abstand  $R$  von der Quelle und der Gammadosisleistungskonstante  $\Gamma$ .

Definition:

$$\dot{H} = \frac{\Gamma \cdot A}{R^2} \quad [\dot{H}] = \frac{\text{Sv}}{\text{h}} \quad (4)$$

Die Gammadosisleistungskonstante  $\Gamma$  ist für jedes Radionuklid charakteristisch und kann aus Tabellen entnommen werden. Sie wird in der Einheit  $[\Gamma] = \frac{\text{Sv} \cdot \text{m}^2}{\text{s} \cdot \text{Bq}}$  angegeben.

**Organdosis  $H_T$ :** Ist die Summe aus Organdosen verschiedener Strahlungsarten und -energien, die sich wiederum aus der Organ-Energiedosis und den Strahlungs-Wichtungsfaktoren  $w_R$  ergeben. Der Index T (eng. tissue) steht dabei für ein bestimmtes Gewebe.

$$H_T = \sum_R w_R \cdot D_{T,R} \quad [H_T] = 1 \text{Sv} \quad (5)$$

Um die unterschiedliche Empfindlichkeit einzelner Organe bzw. Gewebe gegenüber Strahlung zu berücksichtigen bestand die Notwendigkeit der Einführung der effektiven Dosis.

**Effektive Dosis  $E$ :** ist definiert als

$$E = \sum_T w_T \cdot H_T \quad [E] = 1\text{Sv} = 1 \frac{\text{J}}{\text{kg}} \quad (6)$$

$w_T$  – Gewebewichtungsfaktor

Die effektive Dosis ist die Summe der mit den dazugehörigen Gewebewichtungsfaktoren multiplizierten Organdosis. Nach Schicha und Schober [25] dient die effektive Dosis dazu „...ein nominelles stochastisches Strahlenrisiko nach Strahlenexposition, die in menschlichen Organismus nicht homogen verteilt auftreten, abzuschätzen.“

**Ortsdosis:** Ist die „Äquivalentdosis in Weichteilgewebe gemessen an einem bestimmten Ort“ [8]. Die Messgröße ist für durchdringende Strahlung die Umgebungsäquivalentdosis  $H^*(10)$  und für Strahlung geringer Eindringtiefe die Richtungsäquivalentdosis  $H'(0,07)$ .

**Personendosis:** Ist die „Äquivalentdosis in Weichteilgewebe an einer für die Strahlenexposition repräsentativen Stelle der Körperoberfläche.“ [8]. Die Messgröße ist für durchdringende Strahlung die Personendosis  $H_p(10)$  und für Strahlung geringer Eindringtiefe die Personendosis  $H_p(0,07)$ .

Für durchdringende Strahlung sind  $H^*(10)$  und  $H_p(10)$  Schätzwerte für die effektive Dosis und die Organdosis tief liegender Organe.

Die Dosisgrößen  $H'(0,07)$  und  $H_p(0,07)$  liefern bei Strahlung geringer Eindringtiefe einen Schätzwert für die Hautdosis einer Person, die sich während der Messzeit am Messort aufhält.

Alternativ zu diesen Messgrößen kann bis zum 01. August 2011 die Photonen-Äquivalenzdosis  $H_x$  (frei in Luft) für die Ermittlung der Orts- und Personendosis für Photonenstrahlung verwendet werden [Strahlenschutzverordnung (StrlSchV) §117 (27)].

**Körperdosis:** ist ein Sammelbegriff für Organdosis und effektiver Dosis. Die Ermittlung der Körperdosis erfolgt über das Messen der Personendosis mittels Dosimeter. Die Anzeige der Dosimeter ist ein Maß für die effektive Dosis. Wird ein Bezugszeitraum betrachtet, ergibt sich die Körperdosis aus der Summe aus der durch äußere Strahlungsexposition während dieses Bezugszeitraumes erhaltenen Dosis und der Folgedosis, die durch eine während dieses Zeitraumes stattfindende Aktivitätszufuhr bedingt ist.

#### 2.2.5 Strahlungseffekt und ihre Anwendung in der Dosimetrie

Die Dosis einer ionisierenden Strahlung kann nur aufgrund ihrer physikalischen Wirkung auf das Detektormaterial bestimmt werden. Dabei gibt es vier wesentliche Wirkungen, die zur Dosiserfassung genutzt werden:

- Optische Effekte, z.B. Absorption oder Lumineszenz
- Elektrische Effekte, z.B. Leitfähigkeitsänderungen in umgebenden Medien durch Ionisation
- Thermische Effekte, z.B. Erwärmung
- Chemische Effekte, z.B. Farbumschlag

Als Detektor wird das Medium bezeichnet, in dem die ionisierende Strahlung solch einen messbaren Effekt erzeugt.

Tabelle 2-1 gibt einen Überblick über die genannten Strahlungseffekte, deren Umsetzung in Strahlungsmessgeräten sowie die Anwendung dieser Geräte in der Dosimetrie.



Tabelle 2-1: Strahlungseffekte und ihre Anwendungen [5]

Strahlungseffekt	Messeinrichtung oder Messverfahren	Anwendung in			
		Strahlen-therapie	Röntgen-diagnostik	Strahlen-schutz	Verfahrens-technik
Ionisation im Gas	Ionisationskammer	xx	xx	xx	xx
	Proportionalzählrohr			xx	
	Auslösezählrohr	xx		xx	
Ionisation im Festkörper	Halbleiterkristall	x		x	
	Leitfähigkeitsdetektor	x		x	x
Szintillation, Lumineszenz	Szintillation			xx	
	Thermolumineszenz	xx	xx	xx	x
	Radiophotolumineszenz	x		xx	xx
chemische Effekte	photographische Filme	x	xx	xx	
	chemische Dosimeter	xx			xx
	Verfärbung fester Stoffe				xx
	Elektronenspinresonanz				xx
Wärme	Dosiskalorimeter	xx			xx
	biologische Effekte			xx	
x...oft verwendetes, empfehlenswertes Verfahren xx...Anwendung in Spezialfällen					

### 2.2.6 Strahlenschutz

Die Grundlage aller deutschen gesetzlichen Regelungen im Bereich des Strahlenschutzes bildet vor allem das „Gesetz über die friedliche Verwendung der Kernenergie und den Schutz gegen ihre Gefahren“ (Atomgesetz (AtG) [1]). Des Weiteren werden weite Teile des Strahlenschutzrechtes außerhalb des AtG durch Verordnungen geregelt. Für die medizinische Praxis sowie bei der Anwendung von ionisierender Strahlung und radioaktiver Stoffe sind die Strahlenschutzverordnung [8] und die Röntgenverordnung (RöV) [11] besonders relevant.

Eine weitere wichtige Regelung, die den Gesundheitsschutz von Personen gegen die Gefahren ionisierender Strahlung bei medizinischer Exposition klärt, ist die Richtlinie Strahlenschutz in der Medizin [7]. Diese regelt die Anwendung der StrlSchV im Bereich der Medizin unter Einhaltung des Standes der Wissenschaft und Technik.

Der Strahlenschutz soll dem Gesundheitsschutz der Bevölkerung und beruflich strahlenexponierten Personen dienen. Die wichtigste Zielstellung des Strahlenschutzes ist die Verhinderung von deterministischen Strahlenwirkungen sowie die Begrenzung der stochastischen Strahlenwirkung auf ein tolerierbares Maß.

Ein deterministischer Schaden ist dabei ein Strahlenschaden, welcher ab einer bestimmten Schwellendosis eintritt. H. Krieger [20] definiert die deterministischen Strahlenwirkungen in Anlehnung an die ICRP 60 [10] folgendermaßen:

„Deterministische Strahlenwirkungen sind solche Wirkungen, bei denen der Schweregrad des Strahlenschadens eine Funktion der Dosis ist. Bei vielen deterministischen Wirkungen besteht eine Dosischwelle, unterhalb derer keine klinischen Symptome auftreten.“

Stochastische Schäden sind alle biologischen Effekte, die zufallsabhängig sind, und somit nach einem Wahrscheinlichkeitsgesetz verlaufen. Für diese Schäden werden keine Schwellenwerte angegeben. Anlehnend an die ICRP 60 [10] definiert H. Krieger [20] stochastische Schäden wie folgt:

„Stochastische Strahlenwirkungen sind solche, bei denen die Eintrittswahrscheinlichkeit für einen Strahleneffekt, nicht aber dessen Schweregrad von der Energiedosis abhängt.“

Um die Zielstellung des Strahlenschutzes zu erreichen, wurden folgende Grundsätze im Strahlenschutz postuliert:

- **Rechtfertigungsprinzip** - Jede Strahlenexposition in der Medizin muss einen hinreichenden Nutzen erbringen. Das bedeutet auch, dass jegliche unnötige Strahlenexposition oder radioaktive Kontamination von Personen, Sachgütern oder der Umwelt zu verhindern ist, da die Vermeidung unnötiger Strahlenexpositionen den effektivsten Strahlenschutz darstellt.
- **Optimierungsgebot** - Notwendige Strahlenexpositionen oder Kontaminationen von Personen, Sachgütern oder der Umwelt sind unter Beachtung des Standes von Wissenschaft und Technik und unter Berücksichtigung aller Umstände des Einzelfalles auch unterhalb der in den Verordnungen festgelegten Grenzwerte so gering wie möglich zu halten.
- **Grenzwerte** - Bei Strahlenexpositionen beruflich strahlenexponierter und sonstiger Personen sind die gesetzlichen Grenzwerte wenn möglich zu unterschreiten. Es gilt das Minimierungsgebot.

Bei der Festlegung der Grenzwerte wurden Strahlenschutzbereiche festgelegt. Die Einteilung erfolgt in Überwachungsbereich, Kontrollbereich und Sperrbereich (Tabelle 2-2). Die Dosiswerte für die allgemeine Bevölkerung aus nuklearmedizinischen Quellen dürfen eine effektive Dosis von 1 mSv pro Jahr nicht überschreiten. Die festgelegten Begrenzungen der Strahlenexposition gelten nur für die Bevölkerung und für die beruflich strahlenexponierten Personen, nicht aber für Patienten.

**Tabelle 2-2: Einheitliche neue Definition der Strahlenschutzbereiche nach StrlSchV [8]**

Bereich	StrlSchV	Bemerkung
Überwachungsbereich	effektive Dosis mehr als 1 mSv und kleiner 6 mSv, mehr als 15 mSv für die Augenlinse und mehr als 50 mSv für die Haut, Hände, Unterarme, Füße, Knöchel	bei 40 Stunden Aufenthalt je Woche und 50 Wochen im Kalenderjahr
Kontrollbereich	effektive Dosis mehr als 6 mSv und kleiner 20 mSv, mehr als 45 mSv für die Augenlinse und mehr als 150 mSv für die Haut, Hände, Unterarme, Füße, Knöchel	bei 40 Stunden Aufenthalt je Woche und 50 Wochen im Kalenderjahr
Sperrbereich	Ortsdosisleistung größer als 3 mSv/h	unabhängig von Aufenthaltsdauer

## 2.3 Die Radioiodtherapie

### 2.3.1 Voruntersuchungen

Eine Voruntersuchung von Patienten, die sich für eine Radioiodtherapie entschieden haben, ist wichtig, um die zu behandelnden Bereiche der Schilddrüse in Lage, Form und Größe (Volumen, Gewicht) genau zu lokalisieren. Dazu werden Untersuchungen der Schilddrüse mittels Ultraschall durchgeführt, welche 2d-Aufnahmen der betroffenen Gebiete liefern. Um noch detailliertere Informationen zu erhalten, z.B. Funktionsanalyse, werden zusätzlich noch Bilder mithilfe einer Schilddrüsenkamera aufgenommen. Des Weiteren wird die

maximale Aktivitätsaufnahme (maximaler Uptake) der Schilddrüse und die effektive Halbwertszeit ( $HWZ_{\text{eff}}$ ) mithilfe eines Radioiodtestes bestimmt. Bei diesem Test bekommen die Patienten ein radioaktives Präparat, in der Regel I-131, in Kapselform verabreicht. Nach 24 h erfolgt eine Szintigrafie der Schilddrüse, woraus die genannten Parameter bestimmt werden können.

### 2.3.2 Radiopharmakon

Als ein Radiopharmakon bezeichnet man ein Arzneimittel, welches mit einem radioaktiven Isotop markiert wurde. Die Definition von Radiopharmaka erfolgt in der Literatur [25] folgendermaßen: „Radioaktive Arzneimittel sind Zubereitungen, die sehr geringe Mengen ein oder mehrerer Radionuklide enthalten und deren Strahlungsaktivität diagnostisch oder therapeutisch genutzt wird.“ Nur aufgrund dieser radioaktiven Markierung besteht die Möglichkeit zur Durchführung einer nuklearmedizinischen Untersuchung.

Radiopharmaka werden meist in Form einer Kapsel oder durch eine Injektion in die Armvene verabreicht. Selten werden sie auch durch Trinken oder Einatmen zugeführt.

Zur Anwendung kommen vor allem Radionuklide, welche eine kurze physikalische Halbwertszeit (HWZ) besitzen. Je nach Anwendungsart werden verschiedene Strahlungsarten verwendet. In der Diagnostik kommen aufgrund der hohen Reichweite nur Gammastrahler in Frage. Hingegen werden in der Therapie vor allem Isotope verwendet, welche Betastrahlung emittieren, da diese eine räumlich begrenzte Strahlwirkung haben. Die wichtigsten zur Markierung der Arzneimittel verwendeten radioaktiven Isotope sind:

- Technetium-99m (Diagnostik)
- Fluor-18 (PET-Diagnostik)
- Iod-131 (Schilddrüsentherapie)

Hierbei ist Tc-99m mit einer physikalischen HWZ von ca. 6 Stunden das am besten für die Szintigrafie geeignete radioaktive Isotop und wird deshalb auch am häufigsten in der Praxis angewendet. Die große Verbreitung von Tc-99m in der Nuklearmedizin liegt auch darin begründet, dass dieses radioaktive Isotop im

Gegensatz zu anderen Isotopen ständig verfügbar ist und als so genanntes Generatorknuklid an Ort und Stelle produziert werden kann.

Beim Umgang bzw. der Verabreichung von Radiopharmaka ist zu beachten, dass die physikalische HWZ der radioaktiven Isotope nicht mit der biologischen HWZ übereinstimmen muss. Aufgrund der schnellen Ausscheidung der Radiopharmaka, z. B. über den Harn, ist die Verweildauer im Körper bei den meisten Präparaten kürzer als die physikalische HWZ.

#### *Erläuterung zu den verschiedenen Halbwertszeiten*

**Physikalische HWZ** ist die Zeit, nach der die Hälfte einer beliebigen radioaktiven Stoffmenge zerfallen ist. Die HWZ ist konstant und charakteristisch für jedes Radioisotop [17].

**Biologische HWZ** beschreibt das Zeitverhalten eines Stoffes im Körper, z.B. die Zeit, nach der die Hälfte eines vom Körper aufgenommenen Stoffes wieder ausgeschieden wird [17].

Finden beide Vorgänge gleichzeitig statt so wird von der **effektiven HWZ** gesprochen. Es gilt [17]:

$$HWZ_{eff} = \frac{HWZ_{biol} \cdot HWZ_{phy}}{HWZ_{biol} + HWZ_{phy}} \quad (7)$$

#### 2.3.3 Therapiedurchführung

Bei der Radioiodtherapie, die in der Nuklearmedizin im Universitätsklinikum Dresden durchgeführt wird, werden I-131 Präparate verwendet. Die Abbildung 2-2 zeigt das Zerfallsschema von I-131. Dieses Nuklid kann folgendermaßen charakterisiert werden:

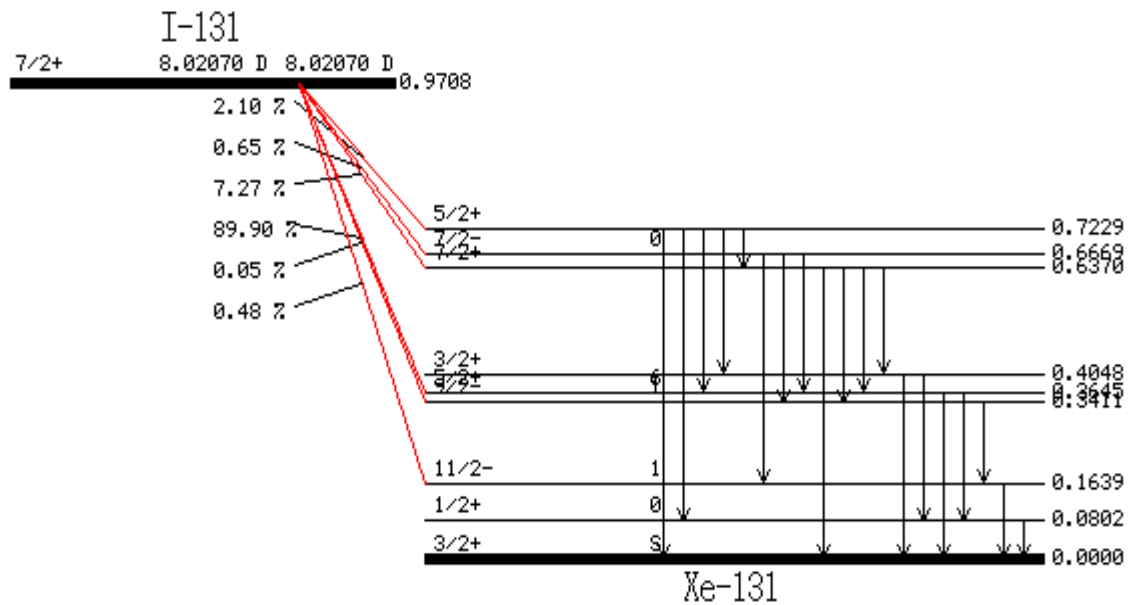


Abbildung 2-2: Zerfallsschema von I-131 [3]

Ordnungszahl	I (Z = 53)
Atomgewicht	I-131
Physikalische HWZ	8,02 d
Zerfallsart	Beta zu Xe-131
Max. Betaenergie	0,807 MeV
mittlere Betaenergie	0,192 MeV
Gammaenergie	0,365 MeV

Vor der Radioiodtherapie erfolgt eine Bestimmung der zu applizierenden Aktivität von I-131. Diese wird mit Hilfe der Marinelli-Formel bestimmt:

$$\text{Aktivität (MBq)} = \frac{\text{Dosis (Gy)} \times \text{Zielvolumen (ml)}}{\text{maximaler Uptake (\%)} \times \text{HWZ}_{\text{eff}} \text{ (d)}} \times K \quad (8)$$

Dabei sind:

Dosis	vom Nuklearmediziner angestrebte Zieldosis
Zielvolumen	aus Szintigrafie- und Sonografieaufnahmen ermittelte zu therapierende Schilddrüsenvolumen
max. Uptake	maximale I-131 Aufnahme der Schilddrüse nach 24 h

$HWZ_{\text{eff}}$  effektive Halbwertszeit

$K$  empirisch ermittelte Konstante, beträgt  $K = 25$

Die eigentliche Behandlung der Patienten besteht im Schlucken einer oder gegebenenfalls mehrerer Kapseln, die die entsprechende Menge an I-131 enthalten. Zu bemerken ist noch, dass I-131 ein Betastrahler ist, wobei beim radioaktiven Zerfall von I-131 zu Xe-131 auch  $\gamma$ -Quanten emittiert werden (Abbildung 2-2). Die therapeutische Wirkung wird durch die  $\beta$ -Strahlung erzielt. Im Gegensatz zu einer operativen Therapie, wo die therapeutische Wirkung sofort erreicht wird, kann diese bei der Radioiodtherapie erst nach mehreren Monaten eintreten.

#### 2.3.4 Entlassungsdosis

Die Entlassung der Patienten, die mit offenen radioaktiven Stoffen behandelt wurden, kann laut der Richtlinie Strahlenschutz in der Medizin frühestens nach 48 Stunden erfolgen. Ausnahmen dieser Regelung sind ebenfalls in dieser Richtlinie aufgeführt.

Es ist dabei sicherzustellen, dass die Strahlenexposition von Einzelpersonen der Bevölkerung durch die Kontakte mit den Patienten nicht mehr als 1 mSv pro Kalenderjahr beträgt. Dabei ist eine mögliche Mehrfachbehandlung pro Jahr mit in Betracht zu ziehen.

Um diese Vorgaben einzuhalten beträgt die Entlassungsaktivität für I-131 250 MBq, was einer Dosisleistung von 3,5  $\mu\text{Sv/h}$  in 2 Metern Abstand entspricht. Aus diesem Grund werden auf der nuklearmedizinischen Station tägliche Dosisleistungsmessungen am Patienten durchgeführt. Unterschreitet die Dosisleistung den vorgeschriebenen Wert, kann der Patient entlassen werden. Anhand der gemessenen Dosisleistung kann aber auch die  $HWZ_{\text{eff}}$  und der maximale uptake unter Therapiebedingungen bestimmt werden, wodurch die erreichte Zieldosis berechnet werden kann und eine bessere Therapiekontrolle möglich ist.

Laut Richtlinie Strahlenschutz in der Medizin ist in Ausnahmefällen eine Entlassung der Patienten mit einer höheren Dosisleistung möglich. Eine solche

Entlassung muss begründet sein und der zuständigen Behörde mitgeteilt werden. Es gilt die Regelung für helfende Personen im häuslichen Bereich der Patienten [7]. Die Strahlenexposition auf die helfenden Personen sollte laut StrlSchV nur einige mSv betragen. Die Internationale Strahlenschutzkommission sieht für einen solchen Fall einen Dosisrichtwert von 5 mSv als vernünftig an [12].

## 2.4 Stimulierte Lumineszenz

Unter Lumineszenz versteht man die Emission von Strahlung im sichtbaren, ultravioletten und infraroten Spektralbereich von Gasen, Flüssigkeiten und Festkörpern nach einer Energiezufuhr. Je nach Art der Energiezufuhr lassen sich die Lumineszenzprozesse wie folgt einteilen:

- Fotolumineszenz durch optische Strahlung
- Elektrolumineszenz durch elektrische Energie
- Chemolumineszenz durch chemische Energie
- Thermolumineszenz durch thermische Anregung
- Radiolumineszenz. durch ionisierende Strahlung

Hinsichtlich der Dauer der Strahlungsexposition nach Ende der Stimulation werden die Lumineszenzprozesse eingeteilt in:

- Fluoreszenz – kurzes Nachleuchten im Bereich  $10^{-10} - 10^{-7}$  s
- Phosphoreszenz – längeres Nachleuchten  $10^{-3}$  s – mehrere Stunden

Wird ein Festkörper, der mit einer ionisierenden Strahlung angeregt wurde, stimuliert, so sind danach Lumineszenzeffekte beobachtbar. Von Bedeutung für die Dosimetrie ist dabei die Eigenschaft von nichtleitenden Festkörpern (Halbleiter, Isolatoren), die zugeführte Energie durch Ladungsumverteilung zu speichern.

Eine Erklärung der stimulierten Lumineszenz lässt sich am besten am Bändermodell des Festkörpers durchführen (Abbildung 2-3). Im Bändermodell wird das oberste noch voll besetzte Band als Valenzband bezeichnet. Das darüberliegende Band als Leitungsband. Zwischen beiden gibt es eine Energiebandlücke  $\Delta E$ , die sogenannte „verbotene Zone“. Bei einem nichtleitenden Festkörper (Isolator) ist die Energiebandlücke so groß, dass die Elektronen diese auch durch Energiezufuhr nicht überwinden können. Eine



leuchtende Rekombination freier Elektronen und Defektelektronen in einem idealen Kristallgitter eines reinen Stoffes ist daher sehr unwahrscheinlich. Aus diesem Grund kann ein Isolator nur Lumineszenzeffekte aufweisen, wenn er mit anderen Atomen dotiert wurde oder der Kristallverbund Störstellen aufweist, da die Fremdatome ihre Energieterme behalten und somit auch in der verbotenen Zone diskrete Energieniveaus zu finden sind. Energieterme, die sich in der verbotenen Zone befinden, werden auch als Traps bezeichnet.

Traps, die sich in Valenzbandnähe befinden, werden als Aktivatorterme und diejenigen in Leitungsbandnähe als Haftterme bezeichnet. Im Grundzustand sind nur die Aktivatorterme und das Valenzband mit Elektronen besetzt, das Leitungsband und die Haftterme sind leer (1 in Abbildung 2-3). Abhängig von der Art der Defekte bzw. Dotierung nehmen diese Terme unterschiedliche Zustände an, d.h. sie besitzen unterschiedliche Energien.

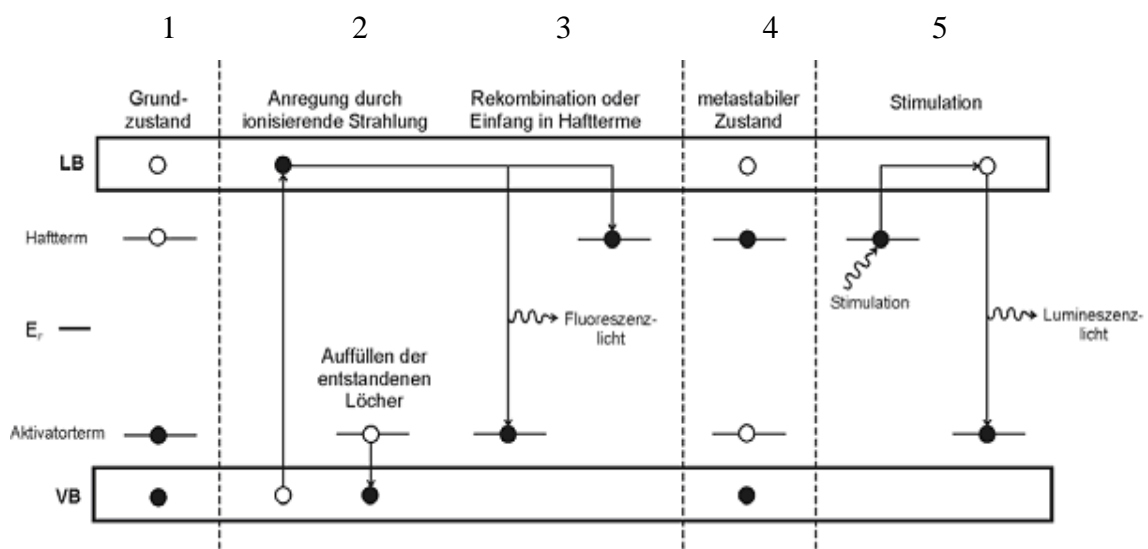


Abbildung 2-3: Schema der stimulierten Lumineszenz [9]

Erfolgt ein Energieeintrag durch ionisierende Strahlung mit genügend hohem Betrag ( $\geq \Delta E$ ), so werden die Elektronen aus dem Valenzband ins Leitungsband gehoben und es bleiben positive „Elektronenlöcher“ zurück (2). Dabei ist die Anzahl der freigesetzten Elektronen abhängig von der eingestrahlten Energie. Aufgrund des Bestrebens der Elektronen den energetisch niedrigsten Zustand anzunehmen erfolgt eine Rekombination mit dem im Valenzband entstandenen Löchern (3). Da ein Großteil dieser positiven Ladungsträger durch Elektronen aus den Aktivatortermen aufgefüllt wurde, verbleiben genügend frei bewegliche

Elektronen im Leitungsband. Diese werden durch die unbesetzten Haftterme eingefangen. Der nun erreichte metastabile Zustand ist sehr langlebig (4). Für den Übergang der Elektronen aus den Hafttermen in das Leitungsband ist eine Aktivierungsenergie notwendig. Erfolgt eine Stimulation der Elektronen durch Energiezufuhr kommt es zum Freisetzen der Elektronen aus den Hafttermen. Die meisten sich im Leitungsband befindlichen Ladungsträger rekombinieren mit den Löchern auf dem Aktivatorterm. Die dadurch frei werdende Energie wird in Form von Photonen abgestrahlt, der Lumineszenzstrahlung (5).

#### 2.4.1 Optisch Stimulierte Lumineszenz - Dosimetrie

##### 2.4.1.1 Prinzip

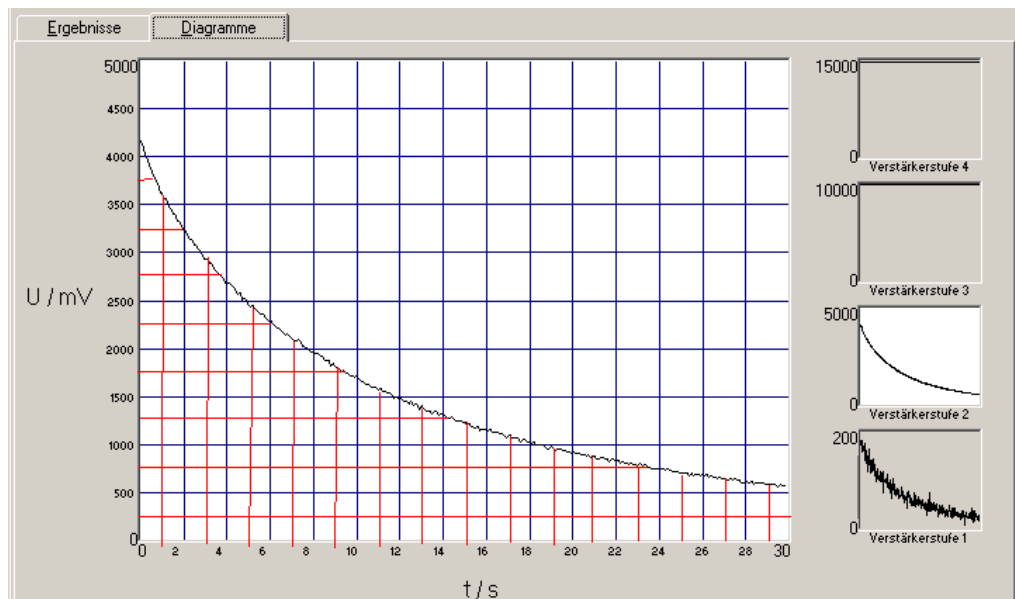
Die Optisch Stimulierte Lumineszenz (OSL)-Dosimeter zählen zu den sogenannten passiven Detektoren. Das bedeutet, dass die Strahlenexposition zu bleibenden Veränderungen im Detektormaterial führt. Es kommt zu einer physikalisch-chemischen Messwertspeicherung, die später zu optischen oder elektrischen Messwertauswertungen verwendet werden kann.

Bei den OSL-Dosimetern führt die ionisierende Strahlung zu einem Energieeintrag in den Festkörper. Aufgrund dessen kommt es zu einer Ladungsträgerumverteilung und damit zur Speicherung der eingebrachten Energie (siehe Kapitel 2.4).

Eine optische Stimulation der Dosimeter mit blauem Stimulationslicht ( $\lambda = 470 \text{ nm}$ ) bewirkt eine Wiederherstellung des Grundzustandes unter Abgabe von Lumineszenzlicht. Dieses kann über eine Photokathode und einem angeschlossenen Sekundärelektronenvervielfacher in ein elektrisches Signal umgewandelt werden. Dabei ist zu beachten, dass durch eingebaute Filterstufen das Stimulations- vom Lumineszenzlicht getrennt werden muss.

Die über die Zeit integrierte Lichtmenge ist ein Maß der gespeicherten Energie bzw. Dosis (Abbildung 2-4). Über diese Proportionalität wird eine Bestimmung der eingebrachten Dosis ermöglicht. Zu beachten ist allerdings, dass bei der Messung Elektronen verlorengehen, die sich in den optisch nicht stimulierbaren Hafttermen befinden.

OSL-Dosimeter können nur als relative Dosimeter verwendet werden, da deren Eigenschaften stark vom Detektormaterial bestimmt werden.

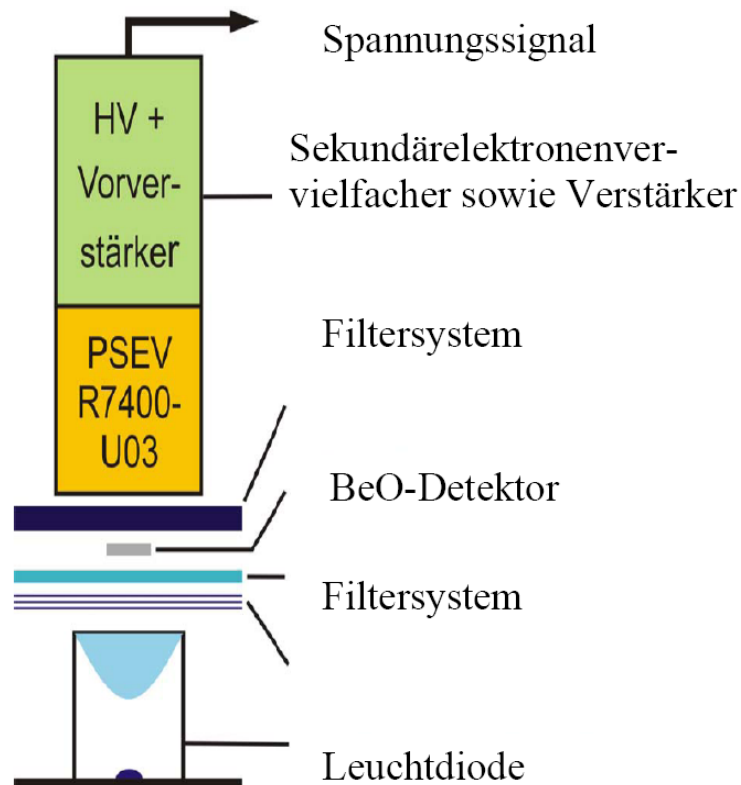


**Abbildung 2-4: Beispielhafte Abklingkurve eines OSL-Signals für eine Auswertung von 30 s.** Die rot schraffierte Fläche unter der Kurve ist ein Maß für die gespeicherte Energie und somit der zu messenden Dosis

#### 2.4.1.2 Auslesen

Das Auslesen der OSL-Dosimeter erfolgt mit dem Auswertegerät „BeOmax“. In Abbildung 2-5 ist der schematische Aufbau des Gerätes dargestellt. Dieses wurde im Rahmen einer Diplomarbeit von R. Freudenberg [16] mit entwickelt, um das Auslesen der Dosimeter nicht, wie bis dahin üblich, durch Auflichtstimulation, sondern mittels Durchlichtstimulation zu ermöglichen. Die Entwicklung dieses Verfahrens wurde durch die günstigen geometrischen Abmaße (Dicke: 0,5 mm) der OSL-Chips ermöglicht. Das Gerät besteht aus:

- einer LED mit nach geschalteten Filterfolien als Stimulationslicht ( $\lambda = 470 \text{ nm}$ )
- Lumineszenzlichtfilter
- Sekundärelektronenvervielfacher mit vorgeschalteter Photokathode (PSEV) und eingebauter Hochspannungsversorgung, Spannungsteiler und Vorverstärker
- Analog-Digital-Wandler
- Auswerteelektronik



**Abbildung 2-5: Schematischer Aufbau eines Auslesegerätes (modifiziert nach Schwenke [26])**

Zum Auslesen werden die OSL-Dosimeter in den Aufnahmeschacht eingelegt. Nach einem Vorleuchten (LED aus), das zur Messung der Untergrundstrahlung dient (Offsetkompensierung), werden die Dosimeter von unten mit dem Stimulationslicht beleuchtet. Dadurch wird die Lumineszenz im Material angeregt. Beim Einlegen der Dosimeter muss beachtet werden, mit welcher Strahlungsart gearbeitet wird. Wie M. Andreeff nachwies [13], ist es bei hochenergetischer, durchdringender Strahlung, z.B. Röntgenstrahlung, egal, von welcher Seite die Detektoren ausgewertet werden. Aber niederenergetische Strahlung, z.B. Betastrahler, kann den Detektor nicht komplett durchdringen und die Bestrahlungsgeometrie muss beim Auslesen beachtet werden (Bestrahlungsseite nach oben). Bevor eine Detektion oberhalb des Chips durch den PSEV erfolgt, wird das Stimulationslicht durch Filterfolien vom Lumineszenzlicht getrennt.

Das detektierte Signal wird in einem ersten Schritt offsetkompensiert und danach über 3 weitere Stufen verstärkt, sodass das Sensorsignal maximal um den Faktor 13500 erhöht wird. Zur weiteren Verarbeitung der Messdaten am PC werden die

Signale mit Hilfe des Analog-Digital-Wandlers digitalisiert und der Verarbeitungssoftware bereitgestellt.

## 2.4.2 Thermolumineszenzdosimetrie

### 2.4.2.1 Prinzip

Als Thermolumineszenz wird die Emission von Licht bei Erwärmung eines Festkörpers in Folge einer vorangegangenen Anregung bezeichnet. Ein Festkörper mit einer solchen Eigenschaft wird in der Dosimetrie als Speicherphosphor bezeichnet und findet Verwendung bei der Herstellung von sogenannten Thermolumineszenz-Dosimeter (TLD). Solche TLDs sind wie die OSL-Detektoren passive Dosimeter, d.h. es kommt zu einer Integration der empfangenen Dosis über einen Zeitraum. Diese integrierte Dosis kann später mit geeigneten Auslesegeräten bestimmt werden.

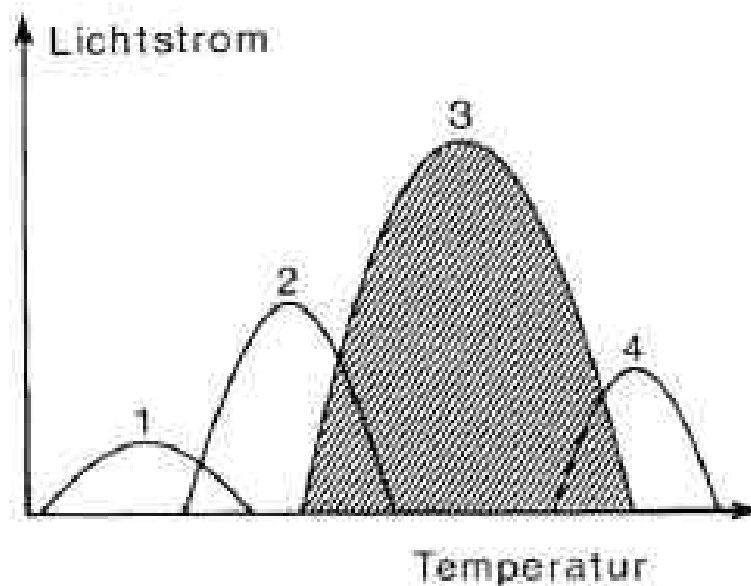
Als TLD-Materialien werden natürliche oder künstlich erzeugte kristalline Substanzen verwendet, bei denen es durch eine Anregung (z.B. ionisierende Strahlung) zu einer Energieabsorption kommt und durch eine spätere Erwärmung ein Teil dieser Energie in Form von elektromagnetischer Strahlung im sichtbaren Bereich wieder freigesetzt wird. Diese Strahlung wird über einen PSEV registriert und in ein elektrisches Signal umgewandelt. Dabei ist der gemessene Strom der Lichtintensität und folglich der eingestrahnten Dosis proportional. Der zugrunde liegende physikalische Hintergrund ist die stimulierte Lumineszenz (siehe Kapitel 2.4).

Wie auch bei den OSL-Dosimetern ist bei den TLDs die erhaltene Lumineszenzlichtmenge stark vom Detektormaterial abhängig. Dadurch können diese Dosimeter wiederum nur als relative Dosimeter verwendet werden.

### 2.4.2.2 Auslesen

Um die gespeicherten Informationen auslesen zu können, erfolgt bei der Thermolumineszenzdosimetrie die Energiezufuhr durch Aufheizen des Dosimetermaterials im Auswertegerät. Die wichtigsten Funktionseinheiten eines Auslesegerätes sind die Leseeinrichtung (inklusive PSEV) und die Heizeinrichtung. Da die Elektronen auf unterschiedlichen Traps liegen und somit

unterschiedliche Energieniveaus belegen, können auch schon bei niedrigen Temperaturen die Elektronen unter Abgabe von Lumineszenzlicht ins Valenzband zurückkehren. Sehr hohe Temperaturen ermöglichen allen Elektronen den Übergang ins Valenzband. Daher kommt es beim Auslesen der Dosimeter zu einer Darstellung eines kontinuierlichen Spektrums. Die Funktion der Intensität des emittierten Lichtes gegen den Anstieg der Ausheiztemperatur ergibt die Glowkurve (Abbildung 2-6).



**Abbildung 2-6: Glowkurve (schematisch) die beim Ausheizen von bestrahlten TLDs entsteht [19].** Die unterschiedlichen Intensitätsmaxima können jeweils einer bestimmten Traptiefe zugeordnet werden. Peak (1) – Trap entleert sich schon bei Zimmertemperatur. Peak (3) höchste Lichtausbeute und damit Trapzustände am stärksten besetzt.

Die Glowkurven enthalten in der Regel mehrere Intensitätsmaxima (Peaks), deren Lage die energetische Lage der Traps in der verbotenen Zone widerspiegelt. Die Form und die Größe der Peaks ist abhängig von:

- den Eigenschaften des Kristalls (energetische Lage der Traps, Dotierung)
- der Heizrate (zeitlicher Verlauf des Temperaturanstieges)
- der maximalen Auslesetemperatur
- der thermischen Vorgeschichte und der Strahlungsvorgeschichte des Detektors

Als Messwert für die Energiedosis werden entweder der Maximalwert des gemessenen Lichtstromes oder das Zeitintegral des Lichtstromes verwendet.

### 3 Material und Methoden

#### 3.1 Dosimeter

Für die Durchführung der Studie wurden drei verschiedene Messsysteme verwendet. Diese sind:

- TLD-Fingerringdosimeter
- OSL-Dosimeter
- TLD-Dosimeter (Chips)

Die Fingerringdosimeter wurden aufgrund ihrer einfachen Handhabung als günstigste Messmethode angesehen. Als alternative Messsysteme kamen die OSL- und TLD-Dosimeter zum Einsatz. Dabei sollen die Ergebnisse der TLD-Dosimeter zur Verifikation der OSL-Messwerte dienen. Die Messgröße aller drei Messsysteme ist die Photonen-Äquivalentdosis  $H_x$ .

##### 3.1.1 OSL-Dosimeter

Die Dosimeter, die zur Messung der Aktivität verwendet werden, bestehen aus Berylliumoxid ( $\text{BeO}$ ) und werden von der Firma Brush Wellmann Inc. (USA) als Thermalox Beo 99,5 ® vertrieben. Von großem Interesse für den Einsatz in der Personendosimetrie ist dieses Material, da es eine annähernd gewebeäquivalente effektive Kernladungszahl und somit gleiche Absorptionseigenschaften für Photonenstrahlung wie menschliches Gewebe besitzt. Weitere Eigenschaften, die dieses Material bezüglich des Einsatzes in der OSL-Dosimetrie auszeichnen, sind:

- hoher spezifischer elektrischer Widerstand
- sehr gute Wärmeleitfähigkeit
- Größe: 4,7 mm x 4,7 mm x 0,5 mm
- Effektive Kernladungszahl 7,13
- Stimulationsempfindlichkeitsmaximum bei 435 nm
- hohe Widerstandsfähigkeit gegen mechanische und thermische Beanspruchung
- Strahlenempfindlichkeit im Dosisbereich 100  $\mu\text{Gy}$  bis über 10 Gy

Nachteil:

- Verlust der gespeicherten Informationen bei unerwünschten Belichtungen der Dosimeter



**Abbildung 3-1: BeO - Dosimeter im Vergleich zu einer 2 Cent Münze**

Untersuchungen von M. Andreeff [13] haben ergeben, dass die Dosimeteigenschaften eine genaue Dosisermittlung bis zu einem verbleibenden Fehler von  $\pm 5\%$  ermöglichen.

Um mit den BeO-Dosimetern mehrere Messungen durchführen zu können, müssen diese nach jedem Auslesevorgang gelöscht werden. Für diesen Vorgang wird ein Diaprojektor ohne Linsensystem verwendet. Die Halogenlampe emittiert weißes Licht und hat eine Leistung von 300 W. Die Dosimeter werden dafür aus einer lichtundurchlässigen Palette in eine lichtdurchlässige umgestapelt. Durch zwei Stunden Bestrahlung wird die gespeicherte Information gelöscht. Es folgt die Aufnahme der auf den Dosimetern verbliebenen Restdosis, da ein vollständiges Entleeren aller Traps nur über thermisches Ausheizen möglich ist.

#### 3.1.1.1 Kalibrierung

Vor der ersten Anwendung und vor Beginn einer neuen Messreihe werden die Dosimeter bei  $500^{\circ}\text{C}$  thermisch ausgeheizt. Dieser Prozess dauert mehrere Stunden. Das Ergebnis sind BeO-Dosimeter, in deren Leitungsband und Hafttermen mit hoher Wahrscheinlichkeit keine Elektronen mehr vorhanden sind. Die Dosimeter befinden sich im sogenannten Grundzustand (Gleichgewichtszustand).



Um die Dosimeter zu kalibrieren, wurden sie mit einer genau definierten Dosis aus einer Röntgenbestrahlungsanlage vom Typ Xylon™ (International AG-Kopenhagen, Dänemark) bestrahlt. An der Röntgenröhre (MXR-320/26/Y) wurden folgende Einstellungen vorgenommen:

- Röhrenspannung: 200 kV
- Strahlstrom: 2 mA
- Fokus der Röhre: 5,5
- Bestrahlungsdauer: 46 s

Die dadurch erhaltene Dosis betrug 100 mGy. Zur Bestrahlung wurden die Chips in eine metallische Bestrahlungspalette mit 15 x 20 Vertiefungen einsortiert. Um die Dosimeter nach der Bestrahlung vor Lichteinfall zu schützen, wird die Palette mit einem Deckel verschraubt. Es kann von einer homogenen Dosisverteilung über alle Detektoren im Bestrahlungsfeld ausgegangen werden. Die Palette wurde schachbrettartig durchnummeriert um jedes Dosimeter identifizieren zu können. Dies ist erforderlich, weil die Empfindlichkeit über die applizierte Dosis von Chip zu Chip sehr schwankend ist und somit eine einzelne Kalibrierung aller Dosimeter erfolgen muss.

Nach dem Auslesen der Dosimeter im Auswertegerät (Abbildung 3-2) kann aufgrund einer linearen Abhängigkeit zwischen Bestrahlungsdosis und der emittierten Lumineszenzstrahlung (Abbildung 3-3) eine Kalibrierung in einer eigens angelegten Kalibrierungsdatei für jedes Dosimeter abgespeichert werden.

Folgende Messparameter wurden am Auswertegerät für die Kalibrierung eingestellt:

- Vorleuchten: 1 s
- Messzeit: 4 s
- Angelegte Hochspannung: 800 V

Um sinnvolle Ergebnisse zu erhalten, wurden in den weiteren Messungen diese Parameter beibehalten.



Abbildung 3-2: Messplatz zur Auswertung der OSL-Dosimeter. links im Bild der OSL-Reader

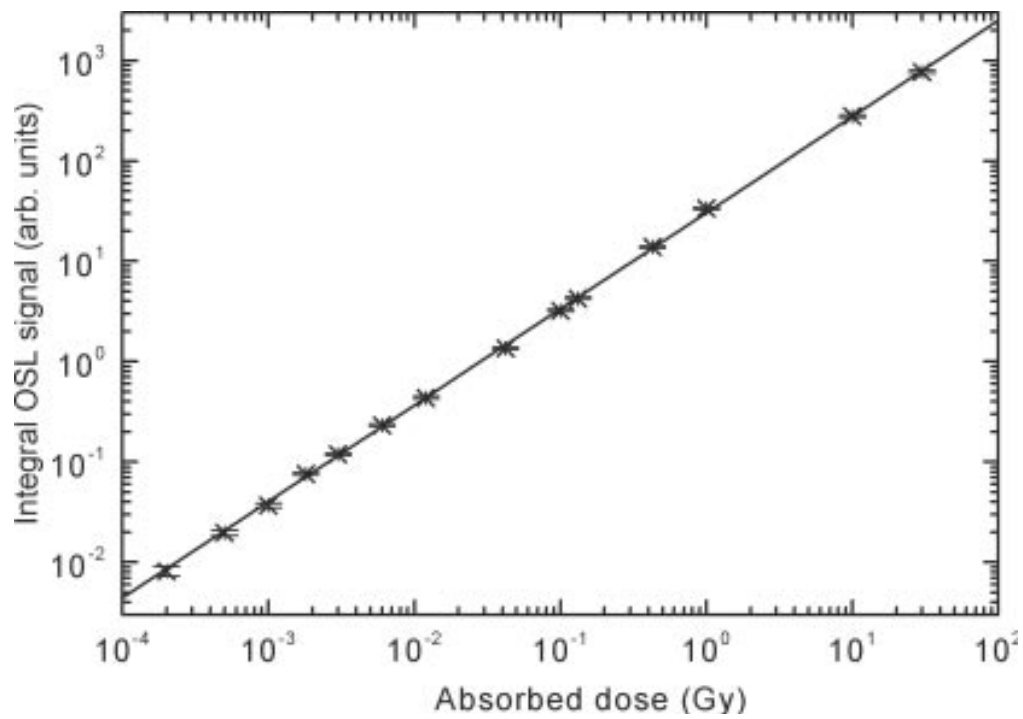


Abbildung 3-3: Dosischarakteristik von BeO [27]

### 3.1.1.2 Energieabhängigkeit des Ansprechvermögens

#### Theorie

Die Energieabhängigkeit des Ansprechvermögens der OSL-Dosimeter muss aufgrund der unterschiedlichen Energien von der Kalibrierstrahlung und der radioaktiven Quelle experimentell bestimmt werden.

Vergleich der Energien:

- Röntgenstrahlung  $E_{\text{mittel}}$  ca. 70 keV (maximale Energie 200 keV)
- Strahlung vom I-131 Nuklid  $E_{\gamma} = 364$  keV

Die Energieabhängigkeit des Ansprechvermögens wurde von M. Sommer und J. Henninger untersucht [28]. Das Ergebnis dieser Untersuchung ist in Abbildung 3-4 dargestellt.

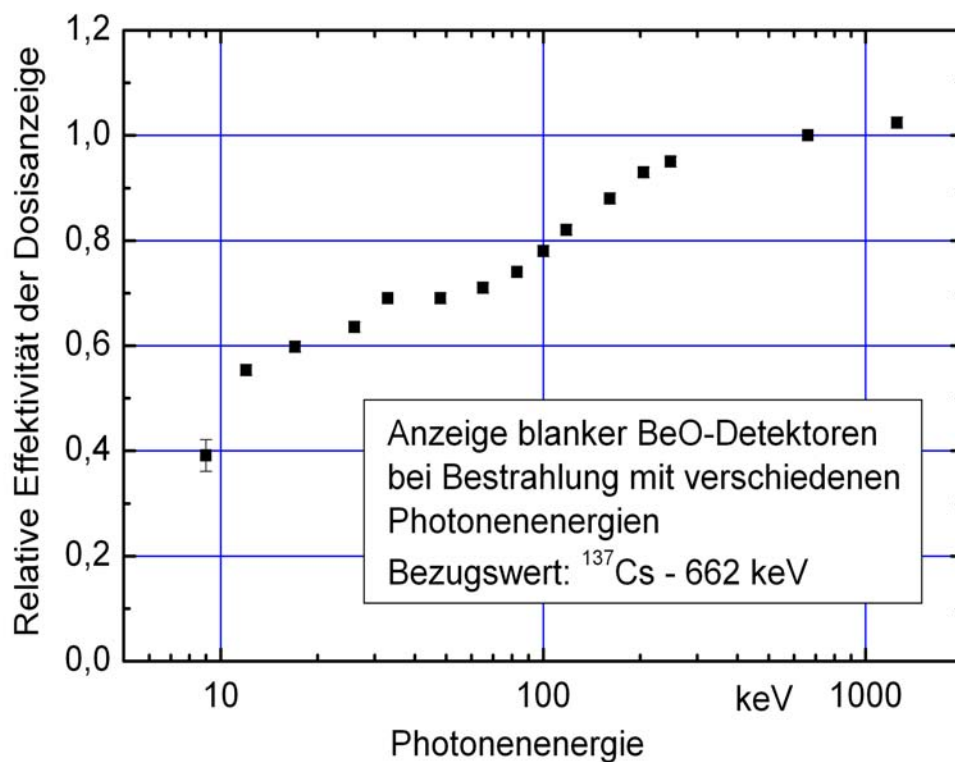


Abbildung 3-4: Energieabhängigkeit des Ansprechvermögens von BeO - Dosimetern [28]

Es ist zu erkennen, dass das Ansprechvermögen der BeO-Dosimeter für hohe Energien 1 ist (normiert bzgl. Strahlung von Cs-137). Bei abnehmenden Photonenenergien kommt es ab ca. 200 keV zu einem Abfall der Kurve und

damit des Ansprechvermögens. Die zur Kalibrierung verwendete Röntgenstrahlung hatte eine mittlere Energie von etwa 70 keV. Die Gammaenergie des I-131 liegt bei 364 keV. Daraus kann die Schlussfolgerung gezogen werden, dass die Dosimeter ein um 25-30 % höheres Ansprechvermögen auf Iod-131 besitzen.

### *Versuchsdurchführung*

Ziel der Untersuchung war die Messung der Dosis von einer, als Punktquelle angenommenen, Flasche mit flüssigem I-131. Die Aktivität der verwendeten radioaktiven Quelle betrug 3,359 GBq. Die Berechnung der Solldosis erfolgt mittels Gammadosisleistungskonstante und in Annahme der Gültigkeit des Abstandsquadratgesetzes sowie über die gemessene Dosisleistung. Der Vergleich dieser Werte mit den Messwerten soll die Energieabhängigkeit des Ansprechvermögens von BeO untersuchen. Wird die theoretische Kurve bestätigt und es kommt zu einer Erhöhung des Ansprechvermögens, muss ein Faktor bestimmt werden, welcher bei der Auswertung der Messergebnisse zu berücksichtigen ist.

Der Experimentaufbau erfolgte so, dass ausgehend von einer Punktquelle die Dosis im Abstand von 1 m gemessen wird. Als Standort für den Versuch wurde die Abklinganlage gewählt. Wichtig war die Vermeidung von möglichen Rückstreuungseffekten an Wänden oder am Fußboden. Deshalb wurde die Quelle in der Mitte des Raumes auf einem Styroporwürfel gelagert.

Die Dosimeter wurden mit doppelseitigem Klebeband an einer Pappbox befestigt. Aufgrund des Abstandes von 1 m kann der Kreisradius vernachlässigt werden, da die Dosimeter eng aneinander aufgeklebt wurden. Ebenfalls auf einem Styroporwürfel gelagert wurde die Pappbox im gewünschten Abstand aufgestellt. Anschließend erfolgte die Messung der Dosisleistung mit einem Dosisleistungsmessgerät (FH 40F2; FAG Kugelfischer; Messbereich: 0,5  $\mu\text{Sv/h}$  bis 9,9 mSv/h; Energiebereich: 45 keV bis 1,3 MeV) in Höhe der Dosimeter. Aus Strahlenschutzgründen wurde eine transportable Bleiwand als Raumbegrenzung aufgestellt.

Die Dauer des Experiments betrug 24 Stunden. Anschließend erfolgte eine Auswertung der Dosimeter am Auslesegerät.

### *Dosisberechnung aus Aktivität*

Vor Experimentstart erfolgte eine rechnerische Abschätzung der zu erwartenden Dosis mit Hilfe folgender Formel:

$$D = \frac{\Gamma \cdot A_0 \cdot t}{R^2} \quad (9)$$

Darin enthalten ist die Gammadosisleistungskonstante  $\Gamma$ , die Ausgangsaktivität  $A_0$ , der Abstand  $R$  zwischen der als punktförmig angenommenen Quelle und den Dosimetern sowie die Bestrahlungsdauer  $t$ .

In dieser Form gilt die Formel aber nur bei einer konstanten Aktivität über die komplette Bestrahlungsdauer. Dies ist jedoch aufgrund des radioaktiven Zerfalls nicht gegeben, sodass bei der Rechnung für die Dosisabschätzung die Zeitabhängigkeit der Aktivität berücksichtigt werden muss. (Integration über komplette Versuchsdauer)

$$A = A_0 \cdot e^{-\lambda \cdot t} \quad (10)$$

Die darin enthaltene Zerfallskonstante  $\lambda$  kann über folgenden Zusammenhang bestimmt werden:

$$\lambda = \frac{\ln 2}{T_{1/2}} \quad (11)$$

$T_{1/2}$  ist dabei die physikalische HWZ des Nuklids.

Um die Dosis abschätzen zu können, muss folgendes Integral gelöst werden:

$$D = \int_{t=0}^{t=24\text{ h}} \frac{\Gamma \cdot A_0 \cdot e^{-\frac{\ln 2}{T_{1/2}} \cdot t}}{R^2} \cdot dt \quad (12)$$

Mit:

$$\begin{aligned} R &= 1 \text{ m} \\ A_0 &= 3,359 \text{ GBq} \\ T_{1/2} &= 8,02 \text{ d} \\ \Gamma &= 0,066 \frac{\text{mSv} \cdot \text{m}^2}{\text{GBq} \cdot \text{h}} \text{ (gilt nur für I-131)} \end{aligned}$$

Es wurde eine Dosis von 5,1 mSv errechnet.

### *Dosisberechnung aus gemessener Dosisleistung*

Die mit dem Dosisleistungsmessgerät (FH 40F2; FAG Kugelfischer) gemessene Dosisleistung beträgt:

$$\dot{D} = (200 \pm 20) \frac{\mu\text{Sv}}{\text{h}}$$

Aus dieser Dosisleistung lässt sich die zu erwartende Dosis ebenfalls berechnen. Unter Berücksichtigung des radioaktiven Zerfalls muss dabei wieder über die gesamte Versuchsdauer integriert werden. Somit kann die Dosis nach 24 h über folgendes Integral berechnet werden:

$$D = \int_{t=0}^{t=24} \dot{D}_0 \cdot e^{-\frac{\ln 2}{T_{1/2}} t} \cdot dt \quad (13)$$

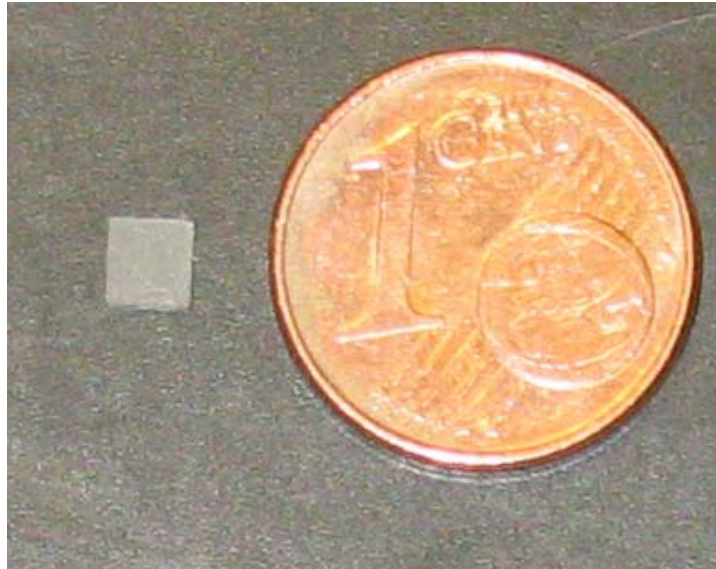
#### 3.1.2 TLD-Dosimeter

Der am meisten angewendete Speicherphosphor in der Thermolumineszenzdosimetrie ist das Lithiumfluorid (LiF). Dieses Material hat wegen seiner günstigen physikalischen Eigenschaften die größte Bedeutung erlangt, wird bis heute am häufigsten benutzt und wurde somit auch in der vorliegenden Studie verwendet. Zur Messung wurden sogenannte TLD-100 von der Firma Harshaw-Bicron (Wermelskirchen, Deutschland) benutzt, die aus LiF bestehen, welches mit Magnesium und Titan dotiert ist (LiF:Mg,Ti). Ähnlich wie die verwendeten OSL-Dosimeter besitzen auch die TLD-100 eine gewebeäquivalente effektive Kernladungszahl und eignen sich deshalb ebenfalls sehr gut für den Einsatz in der Personendosimetrie. Weitere Eigenschaften dieser Dosimeter sind:

- Günstige geometrische Maße 3,2 mm x 3,2 mm x 0,38 mm
- Energieunabhängigkeit des Ansprechvermögens für Photonenstrahlung oberhalb 100 keV
- Gute Messgenauigkeit
- Geringes Fading → sehr lange Speicherfähigkeit
- Effektive Kernladungszahl 8,3
- Großer Dosisbereich

Nachteil:

- Dosimeter müssen vor Umwelteinflüssen (Temperatur, Feuchtigkeit usw.) geschützt werden, damit es bei der Auswertung zu keiner Messwertverfälschung kommt.



**Abbildung 3-5: TLD-100 im Vergleich zu einer 1 Cent Münze**

#### 3.1.2.1 Kalibrierung

Die Kalibrierung der eingesetzten nichtamtlichen TLD-Dosimeter erfolgte im Verein für Kernverfahrenstechnik und Analytik e.V. Rossendorf (VKTA).

Vor jeder Bestrahlung müssen die TLD-Dosimeter für mindestens eine Stunde auf 400°C erhitzt werden. Dies dient der Regenerierung der Dosimeter, d.h. der Eliminierung des restlichen Lichtstromes. In Rossendorf wird für die Kalibrierung eine radioaktive Kontroll- bzw. Kalibriervorrichtung, die ein Sr-90 Präparat enthält, verwendet. Im Strahlungsfeld der Quelle werden die Detektoren eine vorgegebene Zeit bestrahlt und dann im Reader (Abbildung 3-6) ausgewertet. Anschließend werden für die Dosimeter Kalibrierfaktoren bestimmt. Anhand der Kalibrierfaktoren werden die Dosimeter in Gruppen gleicher Nachweiswahrscheinlichkeiten eingeteilt, d.h. für alle Dosimeter einer Gruppe existiert nur eine Kalibrierungsdatei. Da die individuelle Markierung entfällt wird die Handhabbarkeit erleichtert aber die Genauigkeit der Messung herabgesetzt.



Abbildung 3-6: TLD-Reader Modell HARSHAW 4500 [2]

### 3.1.2.2 Energieabhängigkeit des Ansprechvermögens

#### *Theorie*

Diese Untersuchung dient - analog zu Kapitel 3.1.1.2 - der Bestimmung der Energieabhängigkeit des Ansprechvermögens der TLD-100. Ähnlich wie die OSLs verändert sich das Ansprechvermögen der TLDs mit der Veränderung der verwendeten Strahlungsenergie. Burgkhardt und Piesch ermittelten in ihrer Untersuchung zur Energieabhängigkeit einiger gebräuchlicher Dosisleistungs- und Dosismesser für den Strahlenschutz [15] eine Energieunabhängigkeit der TLD-100 für Energien  $> 100 \text{ keV}$  (Abbildung 3-7). Aber um Schwierigkeiten bei der Anwendung von TLDs und Probleme der Energie- und Strahlenartabhängigkeit der Dosimeter zu vermeiden, empfiehlt H. Krieger die Kalibrierung in der Strahlungsart und Strahlungsqualität, die später auch für die Bestrahlung der Dosimeter verwendet wird [19].

Dieser Empfehlung konnte bei der Durchführung der Messung nicht gefolgt werden. Die Kalibrierung erfolgte mit Sr-90, das eine  $\beta$ -Energie von 546 keV besitzt, und die Bestrahlung der Dosimeter erfolgte mit I-131 mit einer  $\gamma$ -Energie von 364 keV. Hierbei ist zu beachten, dass neben der unterschiedlichen Energie auch unterschiedliche Strahlungsarten verwendet wurden. Die Eindringtiefe der



$\beta$ -Strahlung in das Dosimetermaterial beträgt nur wenige  $\mu\text{m}$ , sodass die Kalibrierung nicht das gesamte Detektormaterial berücksichtigt. Werden anschließend die Dosimeter mit  $\gamma$ -Strahlen bestrahlt, so wird das Detektormaterial komplett durchdrungen. Das bedeutet, dass bei der Bestrahlung mehr Messlicht erzeugt wird als bei der Kalibrierung. Deshalb wurde ein Versuch durchgeführt, der die Energieunabhängigkeit der TLD-100 bestätigt oder ein Korrekturfaktor ermittelt, damit die erhaltenen Messwerte entsprechend angepasst werden können.

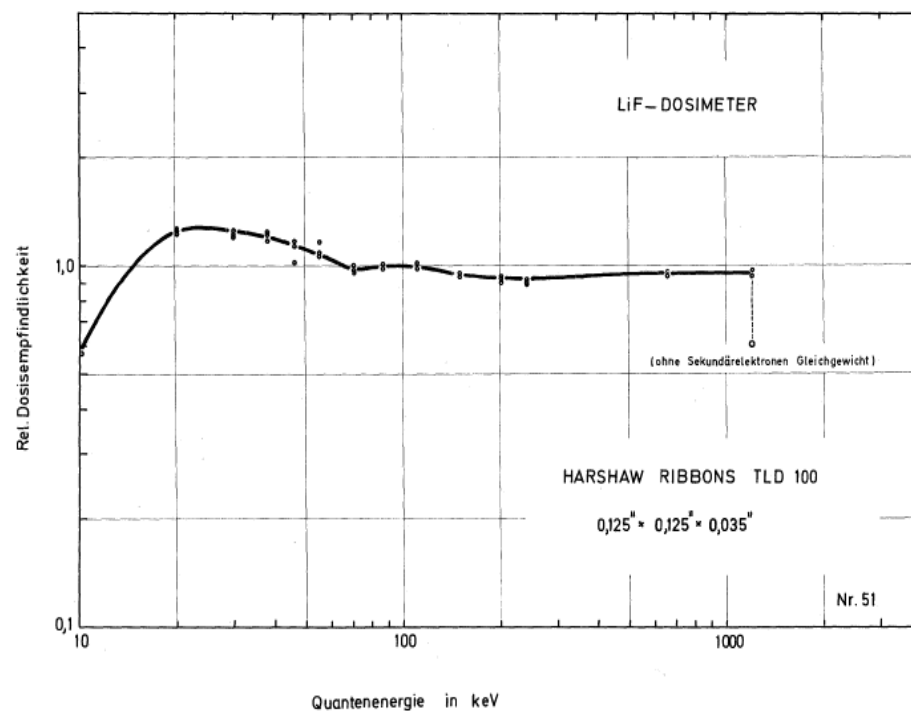


Abbildung 3-7: Energieabhängigkeit des Ansprechvermögens von TLD-100 [15]

### Versuchsdurchführung

Der experimentelle Aufbau und die Versuchsdurchführung erfolgte analog zu Kapitel 3.1.1.2. Zur Bestrahlung wurde eine I-131 Kapsel mit einer Aktivität von 3,75 GBq verwendet. Diese Quelle kann ebenfalls als eine Punktquelle angesehen werden. Der Abstand zwischen den Dosimetern und der Quelle betrug 1 m und die Expositionszeit 24 h.

### *Dosisberechnung aus Aktivität*

Analog zu Kapitel 3.1.1.2 wurde zur Verifizierung der Messwerte die zu erwartende Solldosis aus der verwendeten Aktivität bestimmt. Die rechnerische Abschätzung der zu erwartenden Dosis erfolgte vor Versuchsbeginn durch Lösen der Gleichung (12) mit den Werten:

$$\begin{aligned} R &= 1 \text{ m} \\ A_0 &= 3,75 \text{ GBq} \\ T_{1/2} &= 8,02 \text{ d} \\ \Gamma &= 0,066 \frac{\text{mSv} \cdot \text{m}^2}{\text{GBq} \cdot \text{h}} \text{ (gilt nur für I-131)} \end{aligned}$$

Es wurde eine Dosis von 5,7 mSv errechnet.

### *Dosisberechnung aus gemessener Dosisleistung*

Die gemessene Dosisleistung zu Versuchsbeginn betrug:

$$\dot{D} = (240 \pm 24) \frac{\mu\text{Sv}}{\text{h}}$$

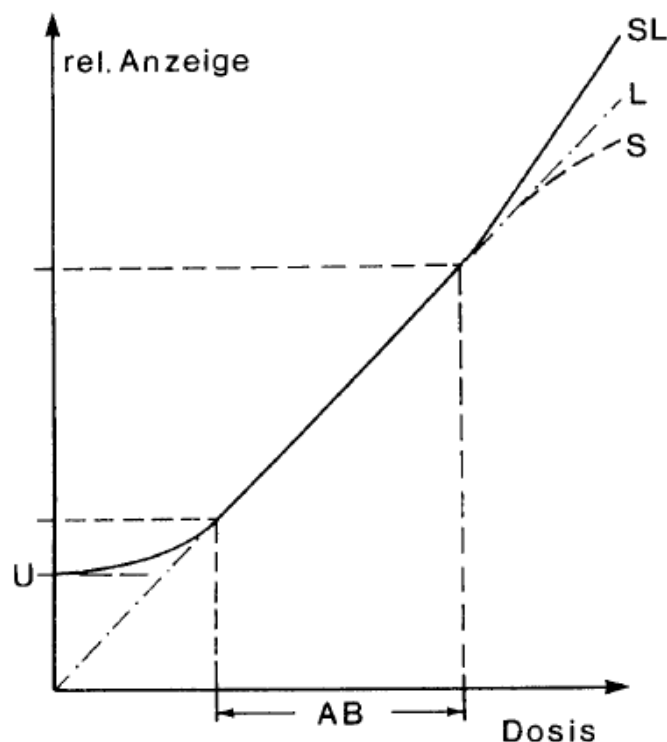
Durch Lösen der Gleichung (13) kann die Solldosis über einen Integrationszeitraum von 24 h berechnet werden.

### 3.1.2.3 Linearität

#### *Theorie*

Die für die Dosimetrie verwendeten Meßsysteme sollten einen großen Messbereich und in diesem eine strenge Linearität zwischen der applizierten Dosis und dem Signal des Detektors aufweisen. Diese Vorgaben können die TLD-100-Dosimeter erfüllen. Der Dosismessbereich liegt zwischen  $10^{-5}$  Gy und  $10^3$  Gy. Unterhalb von 3 Gy wird der Dosisbereich als linear angesehen [19]. Oberhalb tritt der Effekt der Supralinearität ein. Für diese Arbeit ist aber der Niedrigdosisbereich interessant, da Messwerte im mSv-Bereich aufgenommen werden sollen. Aus Abbildung 3-8 ist erkennbar, dass in diesem Bereich die Untergrundstrahlung einen Einfluss auf die Linearität hat. Bei individuell kalibrierten Dosimetern kann der Untergrund sehr genau abgezogen werden und damit kann das Linearitätsverhalten auch im Niedrigdosisbereich eingehalten werden. Aber die in der Studie verwendeten Dosimeter wurden in Gruppen

gleicher Nachweiswahrscheinlichkeiten eingeteilt. Dadurch hat der Nulleffekt eine größere Auswirkung auf die Messergebnisse, da die dosimetrische Präzision nicht so hoch ist wie bei den individuell kalibrierten Dosimetern. Diese Untersuchung soll eine Aussage ermöglichen, ob die Dosimeter im Bereich unterhalb von 1 mSv einen exakten Messwert liefern können. Gleichzeitig soll durch die Verwendung mehrerer Dosimeter pro Dosiswert eine Untersuchung der Streuung der Messwerte erfolgen.



**Abbildung 3-8: Zur Linearität der Messanzeige von Thermolumineszenzdetektoren.**

Schematische Darstellung der Dosisabhängigkeit der Dosimeteranzeige (L: linearer Verlauf, SL: supralinearer Verlauf, S: Übergang in die Sättigung, U: Untergrund, AB: linearer Arbeitsbereich [19])

### *Versuchsdurchführung*

Der Versuchsaufbau ist analog zu dem in Kapitel 3.1.1.2. Für die Bestrahlung wurde eine I-131 Kapsel mit einer Aktivität von 755,6 MBq verwendet. Es wurden drei Versuchsreihen a 16 Dosimeter gleichzeitig bestrahlt. Die Expositionsdauer der ersten Versuchsreihe betrug 2 h 15 min, die der Zweiten 7 h 35 min und die der Dritten 23 h 15 min. Der Abstand zwischen Quelle und Dosimeter betrug 1 m.

### *Dosisberechnung aus Aktivität*

Analog zu Kapitel 3.1.1.2 wurde zur Verifizierung der Messwerte die zu erwartende Solldosis aus der verwendeten Aktivität bestimmt. Die rechnerische Abschätzung der zu erwartenden Dosis erfolgte vor Versuchsbeginn durch Lösen der Gleichung (12) mit den Werten:

$$\begin{aligned} R &= 1 \text{ m} \\ A_0 &= 755,6 \text{ MBq} \\ T_{1/2} &= 8,02 \text{ d} \\ \Gamma &= 0,066 \frac{\text{mSv} \cdot \text{m}^2}{\text{GBq} \cdot \text{h}} \text{ (gilt nur für I-131)} \end{aligned}$$

Für die ersten Versuchsreihe wurde eine Dosis von  $D = 0,11 \text{ mSv}$ , für die zweite eine Dosis von  $D = 0,37 \text{ mSv}$  und für die dritte eine Dosis von  $D = 1,11 \text{ mSv}$  errechnet.

### *Dosisberechnung aus gemessener Dosisleistung*

Die gemessene Dosisleistung zu Versuchsbeginn betrug:

$$\dot{D} = (49 \pm 4,9) \frac{\mu\text{Sv}}{\text{h}}$$

Durch Lösen der Gleichung (13) kann die Solldosis über den jeweiligen Integrationszeitraum berechnet werden.

### 3.1.3 Fingerringdosimeter

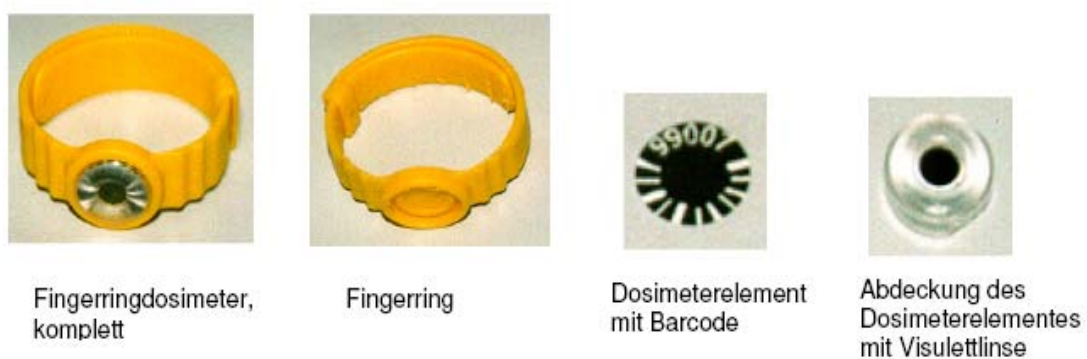
In der vorliegenden Studie kam das Ringdosimeter vom Typ HARSHAW TKD 2000 für reine Photonenstrahlenfelder zum Einsatz. Das TLD-Fingerringdosimeter mit der amtlichen Bezeichnung LPS-TLD-TD 05 besitzt eine Zulassung der Physikalischen Technischen Bundesanstalt (Zulassungszeichen: 23.02./98.01) und besteht aus drei Teilen:

1. Einweg- Fingerringkörper
2. Thermolumineszenzdetektor auf einem kreisförmigen Träger
3. Abdeckkappe in Form einer diskusförmigen Linse

Der Fingerringkörper ist ein Plastikring aus Polypropylen (Ringstärke 1,3 mm; Ringbreite 7,2 mm) und wird nach der Auswertung nicht wieder verwendet

(Einmalring). Er ist durch mehrere Rasterstufen auf den gewünschten Fingerdurchmesser einstellbar (bis  $\varnothing$  26 mm), wodurch eine individuelle Anpassung an die Finger der Patienten erfolgen konnte.

Der Thermolumineszenzdetektor vom Typ TLD-DXT-RAD 100 ist eine runde Tablette aus LiF:Mg,Ti mit einem Durchmesser von 3 mm und einer Dicke von 0,38 mm. Umgeben wird die Dosimetertablette von einem Ring, auf dem neben dem Barcode auch eine fünfstellige Dosimeternummer im Klartext zu erkennen ist. Als Sichtfenster dient eine diskusförmige Linse.



**Abbildung 3-9: Fingerringdosimeter und seine einzelnen Bestandteile [4]**

Das Dosimeter ist zur Messung von Teilkörperdosen durch Photonenstrahlung mit Energien ab 10 keV geeignet. Eine Dosis von 0,2 mSv als untere Grenze ist sicher nachweisbar. Das verwendete Auswertegerät, ein automatischer TLD-Reader Modell HARSHAW 6600 CD, ermöglicht eine sehr genaue Messwerterfassung, bei der die Messfehler weit innerhalb der gesetzlich vorgeschriebenen Toleranzgrenzen von -30 bis +50% [29] gehalten werden.

Die verwendeten Fingerringdosimeter wurden von der Landesanstalt für Personendosimetrie und Strahlenschutz Ausbildung Mecklenburg-Vorpommern, Abteilung Personendosismessstelle bereitgestellt.

In Absprache mit der personendosimetrischen Messstelle werden alle gemessenen Dosiswerte mitgeteilt (auch unter 0,2 mSv).

### 3.1.3.1 Kalibrierung

Die Kalibrierung der amtlichen Fingerringdosimeter wurde von der personendosimetrischen Messstelle durchgeführt. Das Verfahren der Kalibrierung ist ähnlich der in Kapitel 3.1.2.1 beschriebenen Vorgehensweise.

Die Kalibrierung erfolgt mittels einer Röntgenquelle mit einer mittleren Energie ( $E_{\text{mittel}}$ ) von ca. 65 keV. Der Unterschied zu der Kalibrierung in Rossendorf ist, dass bei der personendosimetrischen Messstelle die individuellen Kalibrierfaktoren jedes Dosimeters gespeichert werden. Da dadurch eine Unterscheidung der Dosimeter zwingend vorgegeben ist, werden diese durchnummeriert. Durch die Zuordnung einer Kalibrierdatei zu jedem Dosimeter kann eine genauere Dosisbestimmung erfolgen.

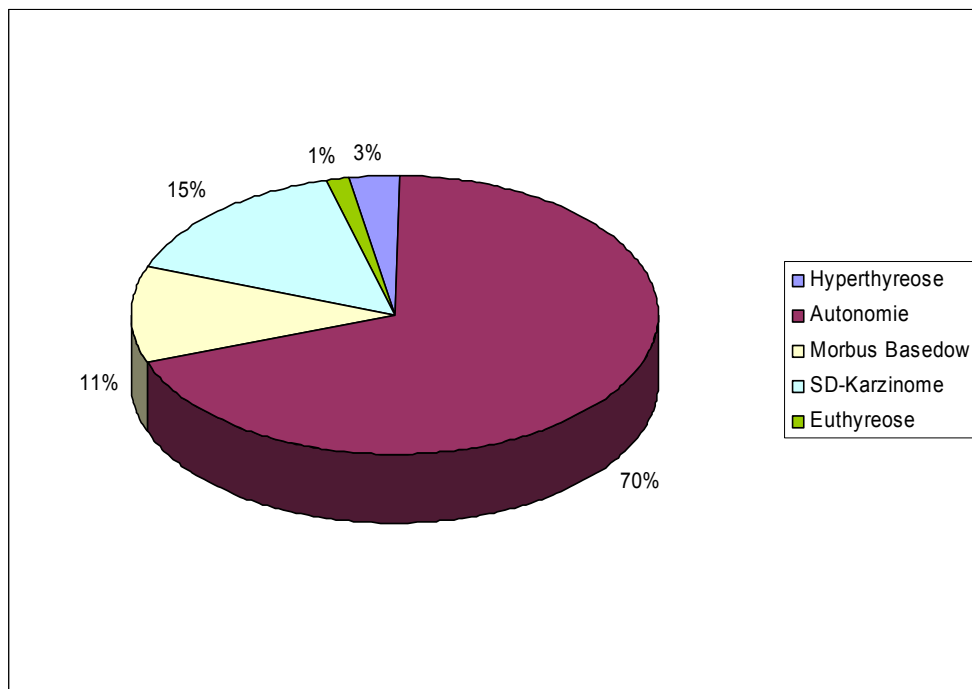
## 3.2 Studie

### 3.2.1 Therapiestation

In der Therapiestation der Klinik und Poliklinik für Nuklearmedizin des Universitätsklinikums Carl Gustav Carus der TU Dresden werden Strahlenbehandlungen mit offenen Radiopharmaka durchgeführt. Die Therapiestation ist eine der größten im Bundesgebiet und verfügt über 18 Betten.

Die am häufigsten angewandte Therapie ist die Radioiodtherapie zur Behandlung von verschiedensten gut- und bösartigen Erkrankungen der Schilddrüse wie Euthyreose, Hyperthyreose, Morbus Basedow, Autonomien und SD-Karzinomen.

Im Jahr 2009 wurden im stationären Bereich der Klinik 1464 Patienten behandelt. Bei 1300 Patienten erfolgte eine Radioiodtherapie. Die Behandlungsstruktur für das Jahr 2009 bezüglich der Radioiodtherapie ist in Abbildung 3-10 dargestellt.

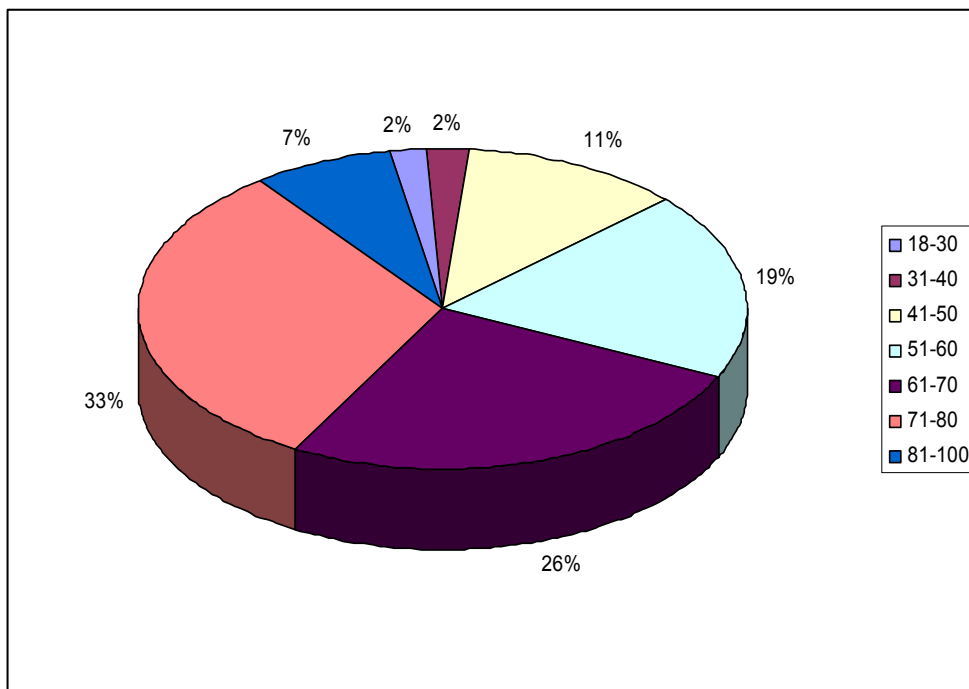


**Abbildung 3-10: Krankheitsstruktur für das Jahr 2009.** In der Statistik wurden alle Patienten berücksichtigt, die sich 2009 in der Nuklearmedizin des Universitätsklinikum Dresden einer Radioiodtherapie unterzogen haben.

Das Durchschnittsalter dieser Patienten betrug 64,7 Jahre und die durchschnittliche Verweildauer lag einschließlich des Applikationstages bei 2,7 Tage. Die Altersstruktur aller Patienten aus dem Jahr 2009 ist aus der Abbildung 3-11 zu ersehen.

Patienten, denen radioaktive Stoffe verabreicht wurden, stellen praktisch eine Strahlenquelle dar. Somit kann es zu einer Strahlenexposition von Personen kommen, die mit solchen Patienten in Kontakt treten. Daher wird in der Strahlenschutzgesetzgebung, d.h. insbesondere der StrlSchV und der daraus abgeleiteten Richtlinie Strahlenschutz in der Medizin, festgelegt, dass ein Patient erst dann nach einer Therapie mit offenen radioaktiven Stoffen entlassen werden kann, wenn die von ihm ausgehende restliche Strahlenwirkung für andere Personen unbedenklich geworden ist ( $< 1 \text{ mSv/a}$ ).

Die Konsequenz daraus ist, dass die Patienten nach der Behandlung mindestens 48 Stunden im Kontrollbereich der Klinik (Therapiestation) zu belassen sind. Während des Aufenthaltes der Patienten auf der Station werden regelmäßige Dosisleistungsmessungen im Abstand von zwei Metern durchgeführt und die Werte dokumentiert.



**Abbildung 3-11: Altersstruktur für das Jahr 2009.** In der Statistik wurden alle Patienten berücksichtigt, die sich 2009 in der Nuklearmedizin des Universitätsklinikum Dresden einer Radioiodtherapie unterzogen haben.

In der Strahlenschutzverordnung wurde ein Grenzwert für Einzelpersonen der Bevölkerung aus Quellen nuklearmedizinischer Diagnostik und Therapie von 1 mSv effektive Dosis pro Jahr festgelegt (§5 StrlSchV). Dieser Dosisgrenzwert wird nicht überschritten, wenn eine Dosisleistung unter 3,5  $\mu\text{Sv/h}$  in zwei Metern Abstand gemessen wird. Dies entspricht einer Entlassungsaktivität bei der Anwendung von I-131 von 250 MBq bei einer angenommenen  $\text{HWZ}_{\text{eff}}$  von 7,5 Tagen.

Nach der Entlassung der Patienten ist sicherzustellen, dass die Angehörigen durch den Kontakt mit dem Kranken die jährliche Höchstdosis nicht überschreiten. Erfolgen pro Jahr mehrere Behandlungen eines Patienten, so ist dies entsprechend zu berücksichtigen. Vor der Entlassung muss eine Aufklärung erfolgen, welche auf Grundlage der Patienteninformation und der Empfehlungen über das Verhalten der Patienten zum Schutz anderer Personen beruht (Anhang A12 bis A14 StrlSchV). Dadurch soll eine mögliche Strahlenexposition oder Kontamination der Angehörigen, Dritter und der Umwelt möglichst gering gehalten werden.



### 3.2.2 Fallzahlbestimmung

Ziel der Studie ist es, die Strahlenexposition der Bevölkerung ausgehend von Patienten, die sich einer Radioiodtherapie unterzogen haben, zu bestimmen. Die Auswahl der Patienten erfolgte ungeachtet der zu behandelnden Krankheit bzw. der applizierten Aktivität.

Die Stichprobe wurde demnach aus der Gesamtheit aller Patienten gezogen, die im Untersuchungszeitraum auf der Therapiestation lagen und bei denen eine Radioiodtherapie durchgeführt wurde.

Der Stichprobenumfang  $n$  wurde nach den Methoden der Biostatistik im Vorfeld der Studie bestimmt [23].

Dazu wurde folgende Formel verwendet:

$$n = \frac{(z_{1-\alpha/2} + z_{1-\beta/2})^2 \cdot \sigma^2}{\Delta^2} \quad (14)$$

Dabei ist  $\alpha$  das Signifikanzniveau und  $(1-\alpha)$  der Konfidenzintervall für den Mittelwert  $\mu$  der aufzunehmenden Messdaten. Es ist zu beachten, dass der Stichprobenumfang so groß ist, dass die Abweichung  $\Delta = \mu - \mu_0$  einen gegebenen Betrag einhält. Der Wert  $(1-\beta)$  wird als vorgegebene Testgüte oder Power bezeichnet. Er gibt an, mit welcher Wahrscheinlichkeit die aus den Stichprobenwerten zu berechnenden Grenzen des Konfidenzintervalles den Abstand  $\Delta$  einhalten sollen. Die Werte  $z_{1-\alpha/2}$  und  $z_{1-\beta/2}$  können bei gegebenen  $\alpha$ - und  $\beta$ -Werten aus den Tabellen der Standardnormalverteilung entnommen werden.  $\sigma$  ist die Standardabweichung der Stichprobe und muss im Vorfeld abgeschätzt oder aus vergleichbaren Studien entnommen werden. Als Erwartungswert  $\mu_0$  wurde der Grenzwert von 1 mSv für Einzelpersonen der Bevölkerung laut StrlSchV angenommen.

Die Tabelle 3-1 zeigt für unterschiedliche  $\Delta$ -Werte die berechnete Anzahl  $n$  der benötigten Patienten. Bei dieser Berechnung wurde eine Power von 80 % sowie ein Signifikanzniveau von 5 % verwendet. Diese Werte werden bei der Planung von klinischen Studien standardmäßig angenommen. Die Standardabweichung von 0,69 mSv konnte aus einer ähnlichen Studie [14] übernommen werden.

**Tabelle 3-1: Fallzahlberechnung für unterschiedliche  $\Delta$ -Werte**

$\alpha$	$\Delta$ (mSv)	n	$\Delta$ (mSv)	n	$\Delta$ (mSv)	n	$Z_{1-\alpha/2}$	$Z_{1-\beta/2}$
0,05	0,5	21	0,3	56	0,2	126	1,96	1,285

Es ist erkennbar, dass mit einem kleiner werdenden zugelassenem Fehler bzw. steigender Genauigkeit die Anzahl der für die Studie benötigten Patienten zunimmt. Aufgrund der zulässigen Messabweichung bei Personendosismessungen von (-30/+50)% laut Empfehlung der SSK [29] wurde bei der Planung eine Genauigkeit von  $\Delta = 0,2$  mSv als ausreichend angesehen. Somit ergab sich ein theoretischer Stichprobenumfang von 126 Patienten. Unter Beachtung einer Drop out Rate (Datenverlustrate) von ca. 20 %, die z.B. durch den möglichen Verlust der Fingerringdosimeter durch die Probanden in die Berechnung mit einfließen muss, ist die Messwertaufnahme insgesamt bei 150 Patienten und deren Angehörigen vorgesehen. Wird als Grundgesamtheit die Anzahl der Patienten angenommen, die sich 2009 einer Radioiodtherapie unterzogen haben, so werden 11,5 % aller Patienten an dieser Studie teilnehmen.

### 3.2.3 Durchführung

Die Zielsetzung der vorliegenden Studie war die Messung der Strahlenexposition an ca. 150 Patienten und deren im Haushalt lebenden Angehörigen mittels nichtamtlicher OSL- und TLD-Dosimeter (Kassette), in Kombination mit amtlichen Fingerringdosimetern. Aus der gemessenen Dosis für die Angehörigen soll auf die Strahlenexposition der Bevölkerung geschlossen werden.

Den Patienten und einer Person in deren häuslicher Umgebung (in der Regel der Ehepartner) wurden jeweils ein amtliches Fingerringdosimeter unterschiedlicher Farbe (gelb: Patient; orange: Begleitperson) mit der Bezeichnung „PA“ für Patient bzw. „BE“ für die Begleitperson mit der Bitte ausgehändigt, die Fingerringdosimeter möglichst ganztägig zu tragen.

Den Probanden wurde außerdem eine Kassette (Abbildung 3-12) mit den nichtamtlichen OSL- und TLD-Dosimetern überreicht. In der Kassette befanden sich 4 OSL-Dosimeter, um einen gesicherten Messwert durch Mittelwertbildung

zu erhalten. Zur Verifikation der Messergebnisse der OSL-Dosimeter wurden zusätzlich noch 2 TLD-Dosimeter in der Kassette angebracht. Da der strahlenschutzrelevante dichteste und längste Kontakt zu Personen aus der näheren Umgebung üblicherweise in den Nachtstunden zustande kommt, wurden die Patienten gebeten, die Kassette unter das Kopfkissen im Bett des Angehörigen zu legen. Die Messzeit der Dosimeter betrug demnach ca. 8 h pro Tag.



**Abbildung 3-12: Kassette für die nichtamtlichen OSL- und TLD-Dosimeter.** Links im Bild die geschlossene und beschriftete Kassette. Rechts geöffnete Kassette mit eingeklebten Dosimetern. In der Mitte sind die TLDs und oben und unten die OSLs angebracht.

Das Ziel und die Bedeutung der Studie konnten den Patienten in einem persönlichen Gespräch näher gebracht werden. Zur Erläuterung wurde eine Patienteninformation ausgehändigt, die im Anhang 7.3 beigelegt ist. Damit die Patienten nicht die Kosten für die Rückführung der Dosimeter tragen mussten, erfolgte deren Aushändigung in einem schon frankierten und an die Klinik adressierten Umschlag.

Mit den ausgegebenen Dosimetern sollten die Patienten die Messung über einen Zeitraum von 14 Tagen durchführen. Der Zeitraum wurde so gewählt, dass möglichst der größte Teil der Gesamtdosisakkumulation erfasst werden konnte. Da die Dosisleistung exponentiell mit der Halbwertszeit  $T_{1/2}$  abfällt, kann als Grundlage für die Abschätzung des Messzeitraumes folgende Gleichung verwendet werden:

$$D(t) = \int_0^T \dot{D} \cdot e^{-\frac{\ln 2}{T_{1/2}} t} \cdot dt \quad (15)$$

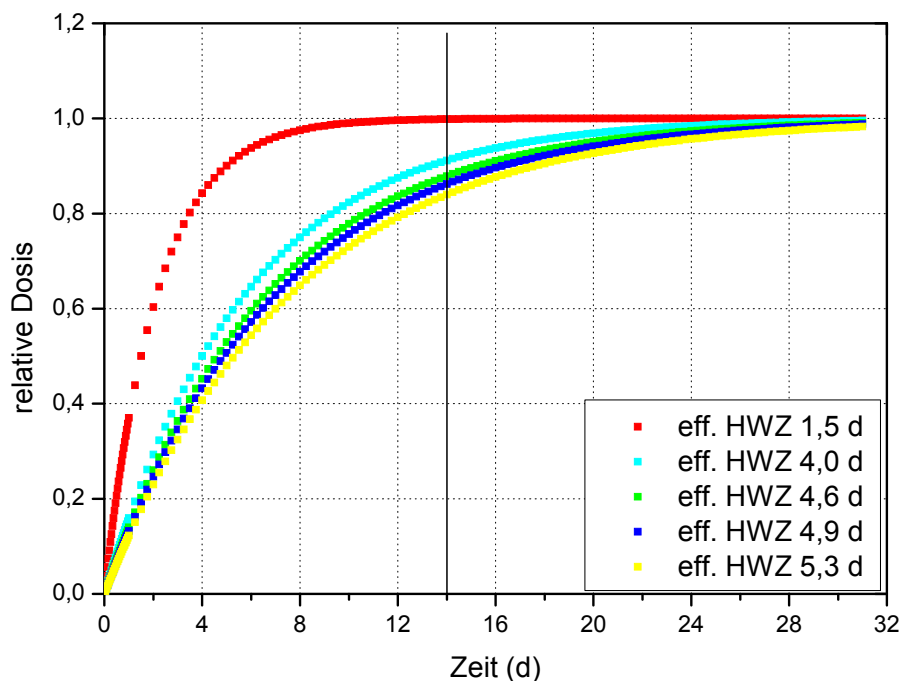
Die Lösung dieser Gleichung lautet:

$$D(t) = \dot{D}_0 \cdot \frac{T_{1/2}}{\ln 2} \cdot (1 - e^{-\frac{\ln 2}{T_{1/2}} t}) \quad (16)$$

Durch Division der Gleichung (16) mit der kumulativen Gesamtdosis ( $D(t \rightarrow \infty)$ ) kann der zeitliche Verlauf der relativen Dosis bestimmt werden. Es gilt:

$$D_{rel.} = 1 - e^{-\frac{\ln 2}{T_{1/2}} t} \quad (17)$$

Der exponentielle Verlauf der Kurve ist dabei nur noch von der  $HWZ_{eff} T_{1/2}$  abhängig. Die grafische Darstellung (Abbildung 3-13) für verschiedene effektive Halbwertszeiten ermöglicht eine Abschätzung darüber, wie lange die Messung durchzuführen ist um möglichst die Gesamtdosis, unter Berücksichtigung einer zumutbaren Zeitspanne für den Patienten, erfassen zu können.



**Abbildung 3-13: Relative Dosis im zeitlichen Verlauf;** Dosis bezogen auf die Dosis bei  $t \rightarrow \infty$

Die in Abbildung 3-13 verwendeten effektiven Halbwertszeiten können den Erkrankungen, die in Kapitel 3.2.1 aufgeführt wurden, wie folgt zugeordnet werden.

**Tabelle 3-2: Erkrankungen der Patienten und die dazugehörige durchschnittliche  $HWZ_{eff}$  in d.** In der Statistik wurden alle Patienten berücksichtigt, die sich 2009 in der Nuklearmedizin des Universitätsklinikum Dresden einer Radioiodtherapie unterzogen haben.

<b>Erkrankungen</b>	<b>durchschnittliche <math>HWZ_{eff}</math> in d</b>
Hyperthyreose	$5,3 \pm 2,47$
Autonomie	$4,0 \pm 2,43$
Morbus Basedow	$4,6 \pm 2,27$
SD-Karzinome	$1,5 \pm 0,40$
Euthyreose	$4,9 \pm 2,65$

Betrachtet man einen für die Probanden annehmbaren Zeitraum von 14 Tagen, ist zu erkennen, dass bei den Patienten mit den SD-Karzinomen die Gesamtdosisakkumulation und bei den anderen Patientengruppen eine Dosisakkumulation von ca. 90% gemessen wird. Der dabei gemachte Fehler von 10% liegt für die Dosisabschätzung im akzeptablen Bereich.

Alle Patienten, die an der Studie teilnahmen, haben nach Ablauf der Messzeit die Dosimeter in den vorbereiteten Umschlägen zur Klinik zurückgesandt.

Nach Rücksendung der Dosimeter durch die Patienten wurden die Fingerringdosimeter umgehend an die Landesanstalt weitergeleitet. Diese nahm die Auswertung vor und übermittelte die Messergebnisse schnell an die Untersuchungseinrichtung.

Die verwendeten nichtamtlichen OSL- und TLD-Dosimeter sind Eigentum der Klinik und Poliklinik für Nuklearmedizin Dresden. Für die Auswertung der OSL-Dosimeter besitzt die Klinik einen eigenen Reader (Abbildung 3-2). Dieser wurde für die Ermittlung der Messergebnisse verwendet.

Die TLD-Dosimeter konnten nicht in Dresden ausgewertet werden, da ein dafür nötiger Reader nicht vorhanden war. Daher wurden die Dosimeter an den VKTA gesandt und dort Ausgelesen. Die Messergebnisse und die regenerierten TLDs

wurden innerhalb von zwei Wochen an die Untersuchungseinrichtung zurück geschickt.

An der Studie haben sich 147 Patienten und ihre Angehörigen beteiligt. Somit kamen 294 Fingerringdosimeter zum Einsatz. Von den OSL-Dosimetern wurden 200 Stück und von den TLD-Dosimetern 100 Stück vorbereitet. Diese Dosimeter wurden nach einer Messung regeneriert und konnte somit mehrfach verwendet werden. Kontrolldosimeter für die Bestimmung des Nulleffektes wurden nicht verwendet, da der Nulleffekt über die Dauer von 3 Wochen (Dauer der Messung inklusive Rückführung) vernachlässigbar ist.

Die Dosimeterausgabe und –zurückführung wurde in 3 Etappen durchgeführt:

1. Etappe	Ausgabe:	31.03.2008 bis 27.11.2008	18 Patienten
2. Etappe	Ausgabe:	14.05.2009 bis 07.12.2009	2 Patienten
3. Etappe	Ausgabe:	05.03.2010 bis 23.06.2010	127 Patienten

Inklusive der 14-tägigen Tragezeit wurde die Dosimeterrückführung am 02.08.2010 abgeschlossen. Die Mitteilung über die letzten Messergebnisse durch die personendosimetrische Messstelle erfolgte am 16.08.2010 und durch den Verein für Kernverfahrenstechnik und Analytik Rossendorf e.V. am 05.08.2010.

Von den Fingerringdosimetern wurden 9 Dosimeter als Verlust gemeldet. Von den ausgeteilten Kassetten sind alle unversehrt bei der Untersuchungseinrichtung eingetroffen.

## 4 Ergebnisse

Die Aufarbeitung der Messergebnisse sowie die statistische Auswertung wurden mit Excel 2003 (Microsoft) und SPSS 17.0 (IBM) vorgenommen. Für die grafische Darstellung der Messergebnisse wurde das Programm Origin Pro 8G (OriginLab) verwendet.

### 4.1 Dosimeter

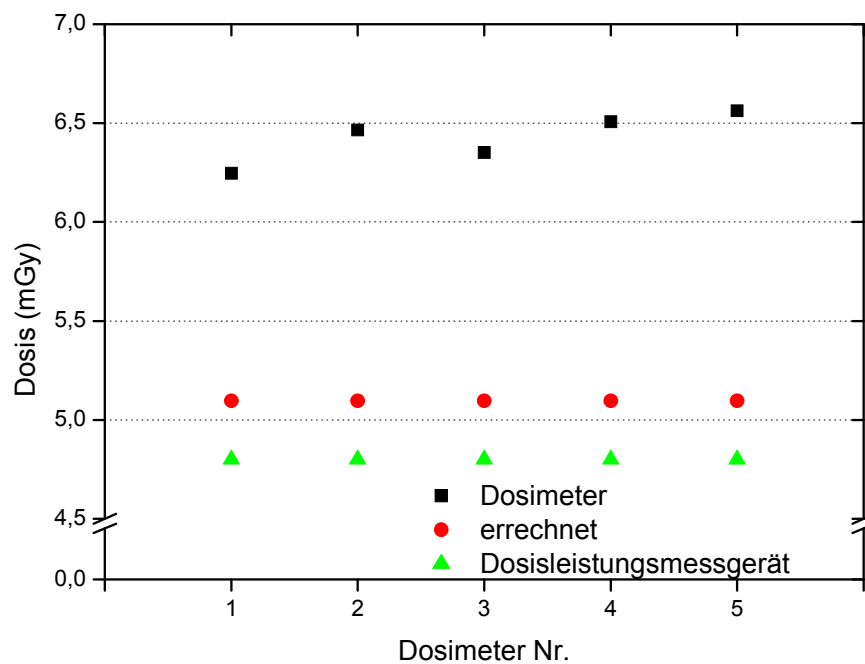
#### 4.1.1 Energieabhängigkeit des Ansprechvermögens von BeO-Dosimetern (Kalibrierkontrolle)

Mit der Anfangsaktivität  $A_0$  und der Gleichung (12) ergibt sich eine zu erwartende Dosis von 5,1 mSv (Kapitel 3.1.1.2).

Aus der gemessenen Dosisleistung konnte (Gleichung 13) eine zu erwartende Dosis von  $(4,6 \pm 0,46)$  mSv bestimmt werden. Die so ermittelte Dosis ist 0,5 mSv geringer als die Dosis, die aus der Anfangsaktivität  $A_0$  errechnet wurde. Dies entspricht einer Abweichung von 10 % und liegt in der Messgenauigkeit des Dosisleistungsmessgerätes begründet.

Nach der Bestrahlung der Dosimeter mit I-131 über einen Zeitraum von 24 Stunden wurde eine mittlere Dosis von  $(6,43 \pm 0,32)$  mSv ermittelt.

Die Abbildung 4-1 bietet den grafischen Vergleich der mit dem Dosisleistungsmessgerät und den BeO-Dosimetern gemessenen Werten mit den errechneten Werten. Es ist zu erkennen, dass der von den Dosimetern gemessene Dosismittelwert um etwa 1,4 mSv höher ist als der erwartete Wert. Dies entspricht einer Abweichung von 26 %. Die Ursache hierfür ist das energieabhängige Ansprechvermögen der Dosimeter. Da die Kalibrierung an der 200 kV-Röntgenröhre ( $E_{\text{mittel}}$  ca. 70 keV) vorgenommen wurde und somit die Kalibrierung nicht mit 364 keV ( $E_\gamma$  für I-131) erfolgte, ist eine Korrektur notwendig. Aus der von M. Sommer [28] ermittelten Kurve ist ein Abfall des relativen Ansprechvermögens von 1 bei 364 keV auf 0,75 bei 70 keV erkennbar. Dies deckt sich mit dem ermittelten Messergebnis.



**Abbildung 4-1: Gemessene Dosiswerte im Vergleich zu den theoretischen Werten**

Als Schlussfolgerung daraus ist zu entnehmen, dass durch das geringere Ansprechvermögen der BeO-Dosimeter auf die Kalibrierstrahlung (70 keV) eine höhere Dosis bei der Bestrahlung mit I-131 gemessen wird als die tatsächlich vorhandene Dosis. Aus diesem Grund muss eine Anpassung der Messwerte erfolgen. Der korrigierte Dosiswert berechnet sich über den Zusammenhang:

$$D_{kor} = 0,75 \cdot D_{mess} \quad (18)$$

Der Korrekturfaktor 0,75 wurde in allen im Folgenden genannten Messwerten der mit I-131 bestrahlten OSL-Dosimeter berücksichtigt.

#### 4.1.2 Energieabhängigkeit des Ansprechvermögens der TLD-100 (Kalibrierkontrolle)

Mit der Anfangsaktivität  $A_0$  und der Gleichung (12) ergibt sich eine zu erwartende Dosis von 5,7 mSv (Kapitel 3.1.2.2).

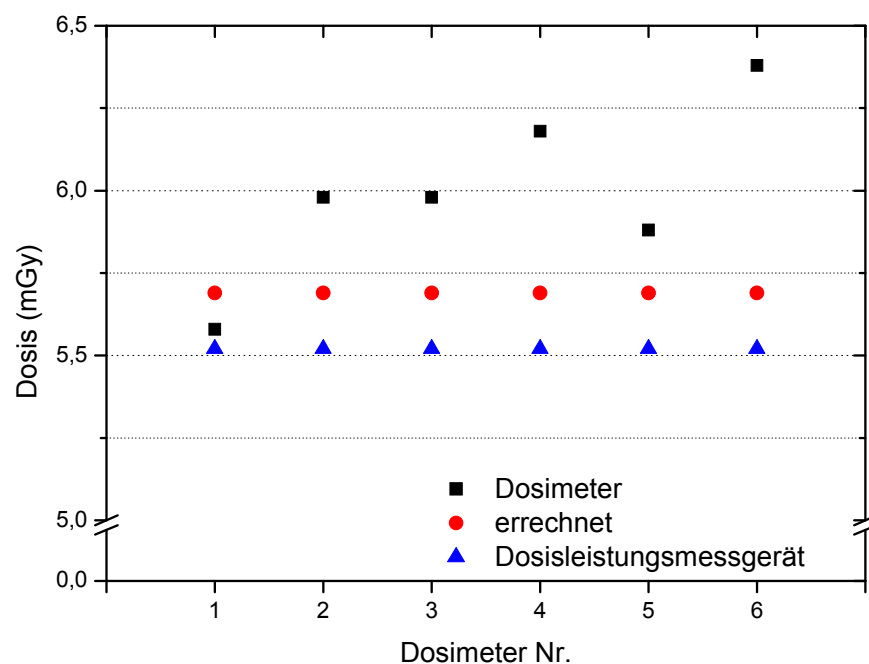
Aus der gemessenen Dosisleistung  $\dot{D}$  konnte mit Gleichung (13) eine zu erwartende Dosis von  $(5,5 \pm 0,55)$  mSv bestimmt werden. Die geringe



Abweichung dieser beiden Werte liegt wiederum in der Messgenauigkeit des Dosisleistungsmessgerätes begründet.

Nach der Bestrahlung der Dosimeter mit I-131 über einen Zeitraum von 24 Stunden wurde eine mittlere Dosis von  $D = (6,0 \pm 1,8)$  mSv ermittelt.

Die Abbildung 4-2 bietet den grafischen Vergleich der mit den Dosisleistungsmessgerät und den TLD-Dosimetern gemessenen Werten mit den errechneten.



**Abbildung 4-2: Gemessene Dosiswerte im Vergleich zu den theoretischen Werten**

Der Mittelwert über alle TLD-Dosimeter hat zu dem errechneten Wert eine Differenz von 0,3 mSv. Dies entspricht einer Abweichung von ca. 5%. Es ist aber auch erkennbar, dass die einzelnen Messwerte der TLD-Dosimeter über einen großen Bereich streuen. Die Spannweite der Messwerte beträgt 0,8 mSv. Daher kann angenommen werden, dass die Abweichung von 5 % vom Sollwert in der Streuung (13 %) der Messwerte begründet liegt. Die Kontrolle der Kalibrierung auf 364 keV hat somit ergeben, dass auf Grund der großen Streuung von 13 % eine Korrektur der Messwerte nicht notwendig ist.

#### 4.1.3 Linearität der TLD-100

Im Kapitel 3.1.2.3 wurde für die erste Versuchsreihe eine Dosis von 0,11 mSv, für die zweite eine Dosis von 0,37 mSv und für die dritte eine Dosis von 1,11 mSv aus der Anfangsaktivität  $A_0$  errechnet.

Aus der gemessenen Dosisleistung  $\dot{D}$  konnte mit Gleichung (13) für die erste Versuchsreihe eine zu erwartende Dosis von  $(0,11 \pm 0,01)$  mSv, für die zweite Versuchsreihe eine zu erwartende Dosis von  $(0,37 \pm 0,04)$  mSv und für die dritte Versuchsreihe eine zu erwartende Dosis von  $(1,1 \pm 0,11)$  mSv bestimmt werden. Die errechneten Werte stimmen mit den Werten, die aus der Anfangsaktivität bestimmt wurden, überein.

Nach der Bestrahlung der Dosimeter mit I-131 über den jeweiligen Integrationszeitraum wurde für die erste Versuchsreihe eine mittlere Dosis von  $(0,16 \pm 0,19)$  mSv, für die zweite von  $(0,37 \pm 0,09)$  mSv und für die dritte von  $(1,02 \pm 0,14)$  mSv ermittelt. Die Mittelwerte stimmen mit den theoretisch ermittelten Werten sehr gut überein, wodurch die Aussage aus Kapitel 4.1.2 bezüglich der Energieabhängigkeit des Ansprechvermögens der TLD-100 bestätigt wird.

In Abbildung 4-3 ist die mit den TLD-Dosimetern gemessene Dosis über die aus der Anfangsaktivität  $A_0$  (bzw. der Dosisleistung) errechneten Dosis dargestellt. Um die Streuung der einzelnen Messwerte pro Versuchsreihe zu veranschaulichen, wurde nicht der Mittelwert über alle Messwerte verwendet, sondern jeder einzelne TLD-Messwert dargestellt. Zusätzlich sind die Messwerte aus Kapitel 4.1.2 in der Darstellung berücksichtigt.

Es ist bei jeder Messreihe eine große Streuung der Messwerte erkennbar. Wie groß die jeweilige Streuung ist kann Tabelle 4-1 entnommen werden.

Tabelle 4-1: Streuung der Messwerte

Messreihe	Mittelwert (mSv)	Spannweite (mSv)	Streuung (%)
0,11 mSv	0,16	0,8	492
0,37 mSv	0,37	0,3	82
1,11 mSv	1,02	0,5	49
5,70 mSv	6,00	0,8	13

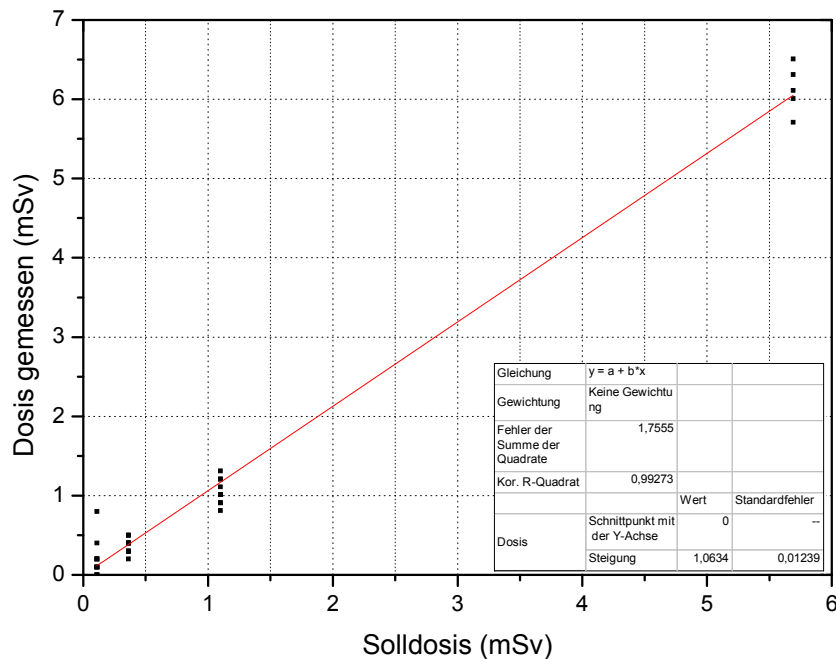


Abbildung 4-3: Gemessenes Linearitätsverhalten der TLD-100 im Niedrigdosisbereich

Es wird deutlich, dass mit abnehmender Dosis der Einfluss der Streuung auf die Messwerte zunimmt. Bei dem Messwert von 0,37 mSv liegt die Streuung bei 82 %, wodurch eine exakte Dosisbestimmung nicht mehr möglich ist. Das bedeutet, dass zwar die Linearität auch im Bereich  $< 1$  mSv zwischen der applizierten Dosis und dem Anzeigewert der Dosimeter gegeben ist, aber die Messwerte unterhalb von 0,4 mSv aufgrund der Streuung nicht mehr als vertrauenswürdig anzusehen sind. Es kann gesagt werden, dass durch die Klasseneinteilung bei der Kalibrierung der Dosimeter eine untere Nachweisgrenze von etwa 0,4 mSv entstanden ist. Dies deckt sich auch mit der Aussage von H. Krieger, wonach das Kriterium für die Grenze der Verwendbarkeit von TLDs im Niedrigdosisbereich die Signalthöhe für unbestrahlte

Detektoren im Auswertegerät ist [19]. Eine Untersuchung von unbestrahlten Nulldosimetern ergab einen Dosiswert von 0,3 mSv.

## 4.2 Studie

Es haben sich 147 Patienten und deren Angehörige bereiterklärt, an der Studie teilzunehmen. In Tabelle 7-1 (Anhang 7.1) sind die für die Studie relevanten Daten, wie Patienten-ID, Alter, Ausgabedatum, Rücksendedatum, Messergebnisse, Therapieaktivität, Entlassungsdosisleistung, Krankheitsdiagnose und Dauer der Messung, aller Patienten bzw. Angehörigen geordnet nach Krankheitsdiagnosen aufgeführt. Aus unterschiedlichen Gründen haben 7 Patienten die Messung vorzeitig abgebrochen. Die Messdauer lag bei diesen Patienten zwischen 3 und 11 Tagen (siehe Anhang 7.1). Aus Abbildung 3-13 ist zu entnehmen, dass in diesem Messzeitraum schon (50-80) % der Gesamtdosis akkumuliert werden konnte. Daher wurden diese Messwerte in der Auswertung der Ergebnisse korrigiert.

Die Auswahl der Patienten erfolgte willkürlich. Es war weder die Erkrankung noch das Alter der Patienten ausschlaggebend für eine Teilnahme an dieser Studie. Nach Auswertung der Patientendaten ergab sich eine ähnliche Krankheitsstruktur bei dieser Untersuchung wie die aus dem Jahr 2009 (Abbildung 4-4).

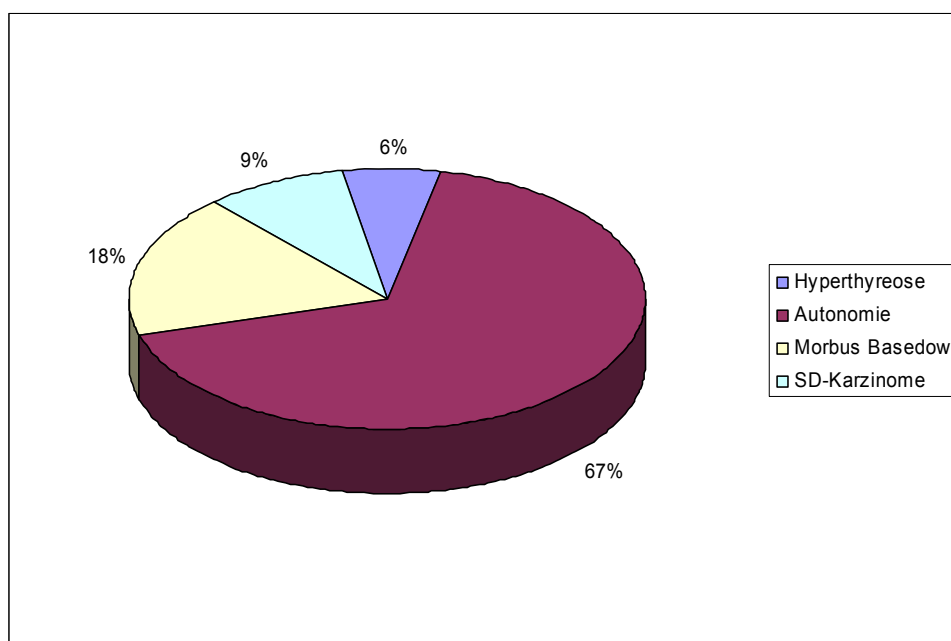
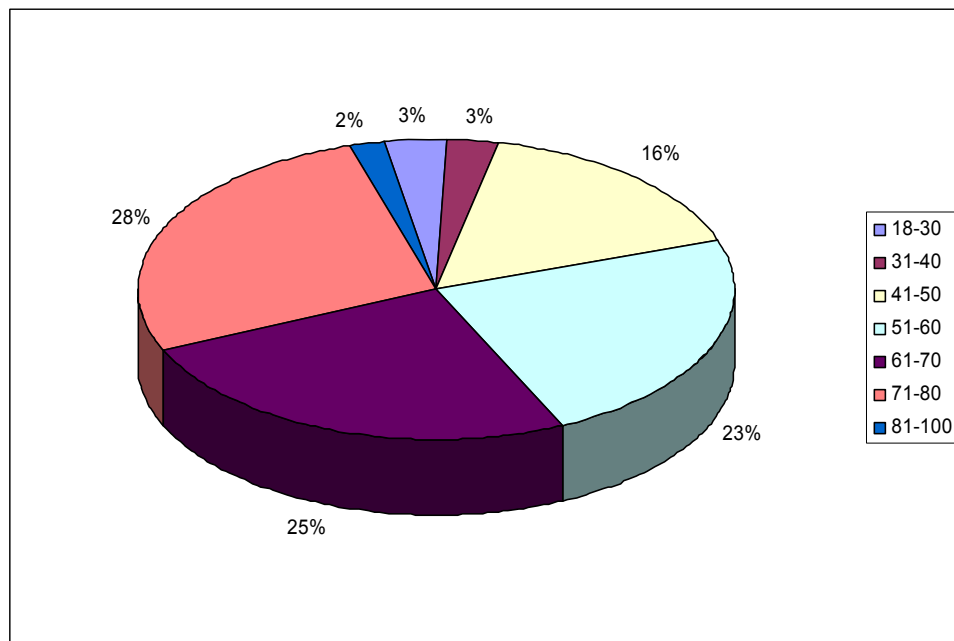


Abbildung 4-4: Krankheitsstruktur für die vorliegende Studie

Das Alter der teilnehmenden Patienten variierte im Bereich zwischen 22 und 86 Jahren und beträgt im Durchschnitt 60,9 Jahre. Dies entspricht in etwa dem Durchschnittsalter der Patienten, die im Jahr 2009 auf der Therapiestation lagen. Abbildung 4-5 zeigt die Altersstruktur der Patienten für die vorliegende Untersuchung.



**Abbildung 4-5: Altersstruktur für die vorliegende Studie**

Tabelle 4-2 bietet einen Überblick, wie viele Datensätze pro Messsystem aufgenommen worden sind und bei der Auswertung berücksichtigt werden konnten. Die Messergebnisse der OSL-Dosimeter konnten von 91,8 % aller Patienten verwendet werden. Bei den nichtamtlichen TLD-Dosimetern betrug der Anteil der auswertbaren Messergebnisse 77,6 %.

**Tabelle 4-2: In Studie verarbeitete Messergebnisse**

	Verarbeitete Fälle					
	Fälle					
	Gültig		Fehlend		Gesamt	
	N	Prozent	N	Prozent	N	Prozent
OSL	135	91,8%	12	8,2%	147	100,0%
TLD	114	77,6%	33	22,4%	147	100,0%
Fingerring BE	135	91,8%	12	8,2%	147	100,0%
Fingerring PA	132	89,8%	15	10,2%	147	100,0%

Von den Fingerringdosimetern der Begleitpersonen sind 3 Ringe und von denen der Patienten 6 Ringe als Verlust gemeldet worden. Für die statistische Auswertung konnten 91,8 % der Messdaten der Fingerringe der Angehörigen und 89,8 % der Messdaten der Patientenfingerringe verwendet werden.

Vor der statistischen Auswertung wurde die Plausibilität der Messergebnisse untersucht. Es konnte festgestellt werden, dass die Kassette bei 6 Patienten nicht wie vorgesehen unter dem Kopfkissen der Angehörigen, sondern beim Patienten selbst lagerte. Von der Verwendung dieser Messwerte wurde abgesehen. Das gleiche betrifft die Messwerte von 7 weiteren Probanden, da bei näherer Betrachtung der Werte ersichtlich war, dass keine Messwertaufnahme durchgeführt wurde. Des Weiteren zeigten 2 Patientenfingerringe sehr hohe Messwerte (Dosen von 615,09 mSv bzw. 243 mSv), die nicht plausibel erschienen. Bei einer Kontrolle dieser Ringe konnte keine Kontamination festgestellt werden. Die Ursache dieser hohen Dosen ist somit unbekannt. Eine Exposition der Dosimeter durch die Patienten ist aber auszuschließen. Somit wurden diese Dosimeter nicht mit zur statistischen Auswertung hinzugezogen. Ein Vergleich zwischen den Messwerten der Patientenfingerringe und den dazugehörigen Angehörigenfingerringen ergab, dass bei zwei Probanden die Messwerte der Angehörigen um ein Vielfaches höher waren als der Wert der Patienten. Das deutet auf eine Verwechslung der Ringe durch die Probanden hin. Bei der Auswertung wurden die Messwerte entsprechend getauscht.

#### 4.2.1 Messergebnisse der Patienten

Der Mittelwert über alle Messwerte der Fingerringdosimeter (132 Dosimeter) der Patienten ergab:

$$(12,42 \pm 9,8) \text{ mSv.}$$

Die Boxplotdarstellung in Abbildung 4-6 zeigt die Verteilung der Messwerte. Das Maximum beträgt 48,78 mSv und das Minimum 0,25 mSv. Das ergibt eine Spannweite der Messwerte von 48,53 mSv.

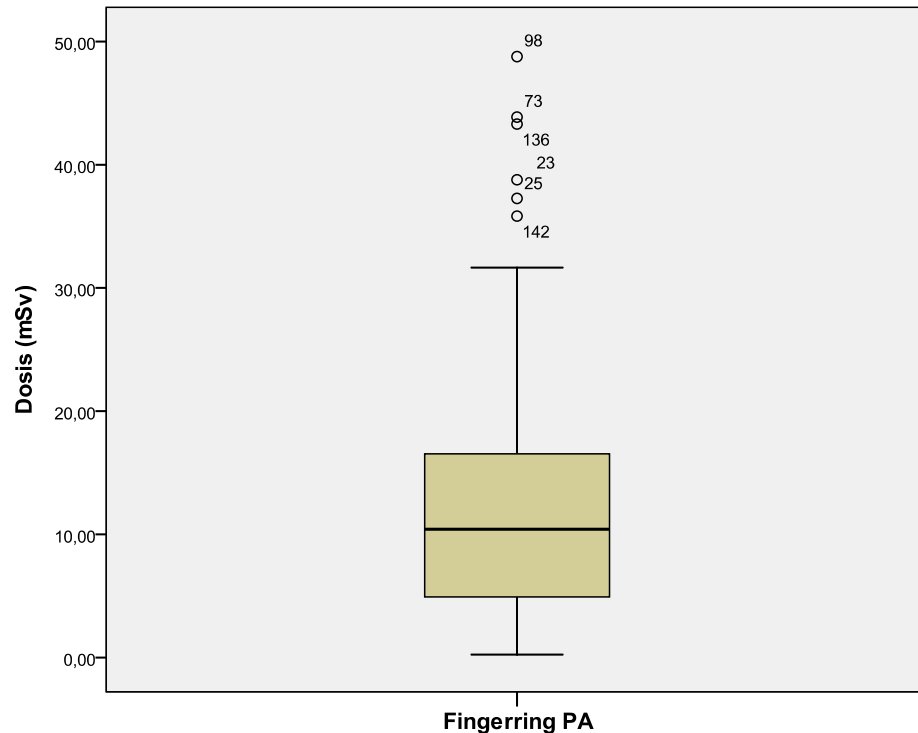
Ein wichtiger Wert zur Beschreibung der Messwerte ist der Medianwert (Perzentile 50 %), da dieser nicht wie der Mittelwert durch mögliche Ausreißerwerte beeinflusst wird.

Der Medianwert beträgt

$$10,42 \text{ mSv.}$$

Es sind sechs Ausreißer mit einem Konfidenzintervall von 95 % aufgetreten.

Im Anhang 7.2.1 ist die komplette statistische Auswertung der Patientenmesswerte in tabellarischer Form dargestellt.



**Abbildung 4-6: Boxplot** - für die Messwerte der Fingerringe, die die Patienten getragen haben

In Abbildung 4-7 sind die Messwerte der Patientenfingerringdosimeter über die theoretisch erwarteten Dosiswerten aufgetragen. Die theoretischen Werte wurden mathematisch über die Entlassungsdosisleistung und mit Hilfe des Abstandquadratgesetzes (Gleichung 19) bestimmt.

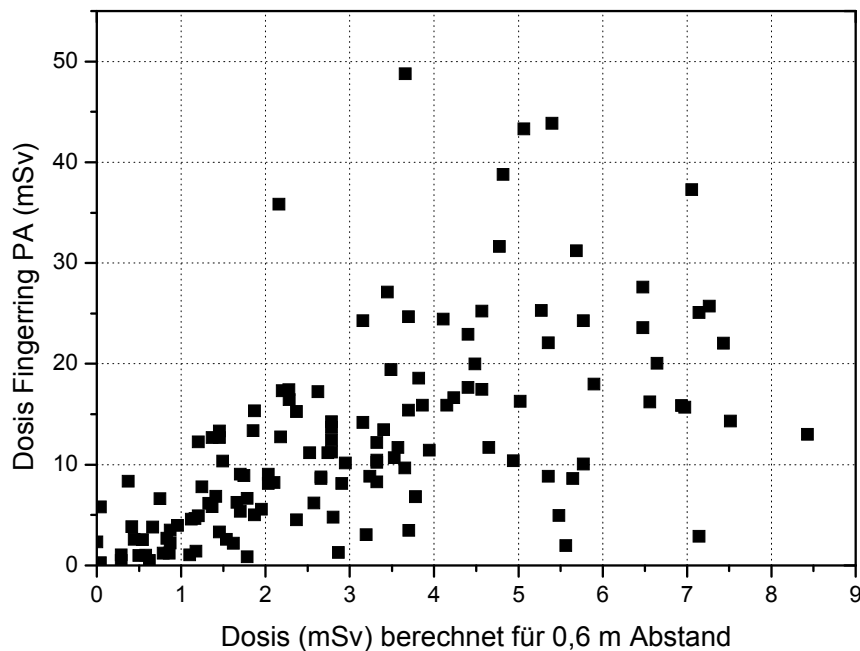
Abstandsquadratgesetz:

$$\frac{\dot{D}_1}{\dot{D}_2} = \left( \frac{r_2}{r_1} \right)^2 \quad (19)$$

Durch Umstellen der Gleichung (19) und Einsetzen in Gleichung (15) kann die Dosis für den Zeitraum von 14 Tagen über folgendes Integral bestimmt werden:

$$D(t) = \int_0^{14\,d} \dot{D}_1 \cdot \left( \frac{r_1}{r_2} \right)^2 \cdot e^{-\frac{\ln 2}{T_{1/2}} t} \cdot dt \quad (20)$$

Die Entlassungsdosisleistung  $\dot{D}_1$  wird auf der Station in einem Abstand  $r_1 = 1\text{ m}$  gemessen. Der Grenzwert liegt bei  $15\text{ }\mu\text{Sv/h}$ , was einer Entlassungsdosisleistung von  $3,5\text{ }\mu\text{Sv/h}$  in zwei Meter Abstand entspricht. Wird die Anatomie des Menschen mit berücksichtigt, so ergibt sich ein Abstand zwischen der Schilddrüse des Patienten und dem Fingerringdosimeter von etwa  $r_2 = 0,6\text{ m}$ . Als  $\text{HWZ}_{\text{eff}} T_{1/2}$  wurden in Anlehnung an Tabelle 3-2 fünf Tage angenommen



**Abbildung 4-7: Vergleich der Patientenmesswerte mit den mathematisch bestimmten Dosiswerten**

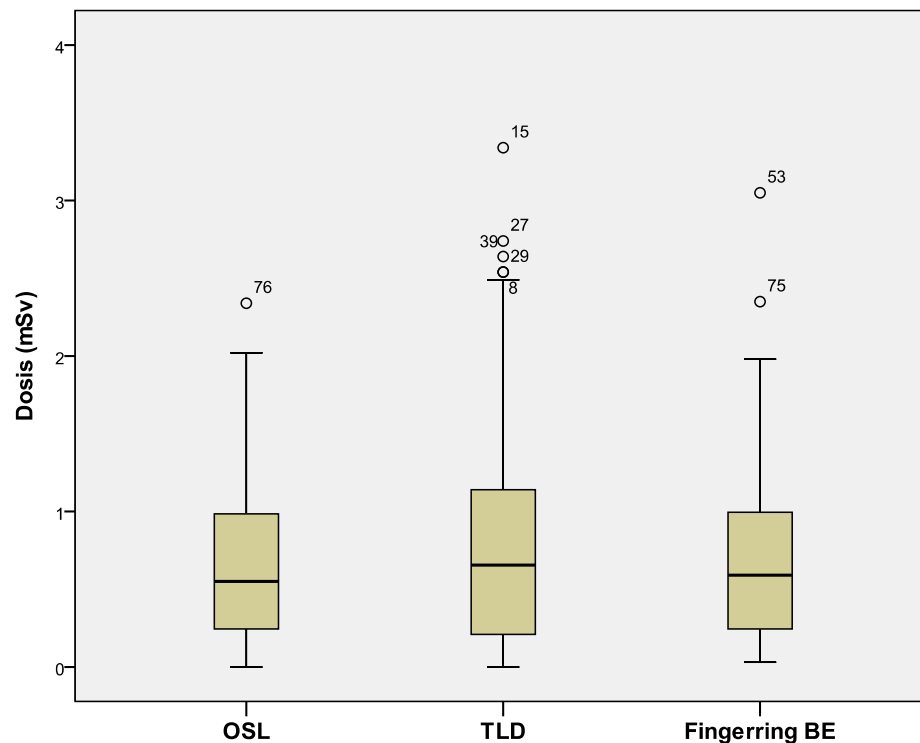
Aus der Abbildung 4-7 ist zu erkennen, dass die Messwerte der Patienten deutlich höher sind als die mathematisch bestimmten Dosiswerte. Es erfolgt eine Überschätzung der tatsächlichen Dosiswerte der Patienten im Mittel um den Faktor 4 (maximal bis Faktor 22). Werden die berechneten Dosiswerte (Abstand  $0,6\text{ m}$ ) gleich den Dosismesswerten gesetzt, so ergibt sich ein mittlerer Trageabstand der Fingerringdosimeter der Patienten von  $0,14\text{ m}$ .

#### 4.2.2 Messergebnisse der Angehörigen

Für die Messung der Dosis der Angehörigen wurden drei verschiedene Messsysteme verwendet. Diese Messsysteme sind die nichtamtlichen OSL-Dosimeter, die nichtamtlichen TLD-Dosimeter sowie die amtlichen



TLD-Fingerringdosimeter. Die Boxplotdarstellung (Abbildung 4-8) zeigt die Verteilung der Messergebnisse eines jeden Messsystems und bietet gleichzeitig die Möglichkeit eines ersten optischen Vergleichs der Messsysteme untereinander.



**Abbildung 4-8: Boxplotdarstellung der Messergebnisse der Angehörigen für die verschiedenen Messsysteme**

Der Mittelwert über alle Messwerte der Fingerringdosimeter (135 Dosimeter) der Angehörigen ergab  $(0,68 \pm 0,54)$  mSv.

Der Medianwert beträgt 0,59 mSv.

Die Spannweite zwischen dem Minimum von 0,03 mSv und dem Maximum von 3,05 mSv beträgt 3,02 mSv.

In jeder den Patienten ausgehändigten Kassette befanden sich vier OSL-Dosimeter. Durch Mittelwertbildung über diese vier Dosimeter wurde der Messwert für den Angehörigen ermittelt.

Der Mittelwert über alle 135 Messwerte der nichtamtlichen OSL-Dosimeter der Angehörigen ergab  $(0,65 \pm 0,49)$  mSv.

Der Medianwert beträgt 0,55 mSv.

Die Spannweite zwischen dem Minimum von 0,0 mSv und dem Maximum von 2,34 mSv beträgt 2,34 mSv.

Zur Verifizierung der Messergebnisse der OSL-Dosimeter befanden sich in der Kassette noch zwei TLD-100-Dosimeter. Ebenfalls durch Mittelwertbildung wurde für jeden Angehörigen ein Messwert bestimmt.

Der Mittelwert über alle 114 Messwerte der nichtamtlichen TLD-Dosimeter der Angehörigen ergab  $(0,79 \pm 0,71)$  mSv.

Der Medianwert beträgt 0,66 mSv.

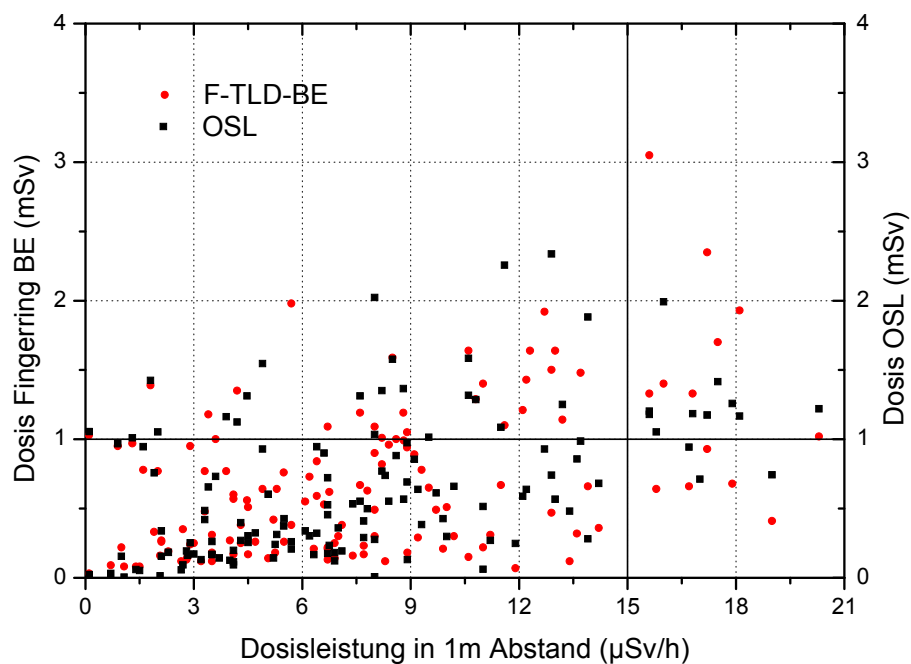
Die Spannweite zwischen dem Minimum von 0,0 mSv und dem Maximum von 3,34 mSv beträgt 3,34 mSv.

Aus der Boxplotdarstellung ist erkennbar, dass bei den OSL-Dosimetern nur ein Ausreißer, bei den Fingerringdosimetern zwei Ausreißer und bei den TLD-Dosimetern vier Ausreißer mit einem Konfidenzintervall von 95 % aufgetreten sind.

Die Dosiswerte der Angehörigen zeigen, dass 76 % der OSL-, 67 % der TLD- sowie 76 % der Fingerringmesswerte unter dem gesetzlichen Grenzwert von 1 mSv liegen. Des Weiteren kann gesagt werden, dass die Dosiswerte der OSL-Dosimeter und der Fingerringdosimeter annähernd gleich sind. Die TLD-Dosimeter zeigen gegenüber den Mittelwerten der anderen Messsysteme ca. 20 % mehr Dosis an, obwohl diese mit den OSL-Dosimetern in einer Kassette gelagert haben und somit der gleichen Strahlenexposition ausgesetzt waren. Hinsichtlich der Medianwerte stimmen alle drei Messsysteme annähernd überein. Das bedeutet, dass der Einfluss der Ausreißer auf die Mittelwerte gerade bei den nichtamtlichen TLD-Dosimetern aufgrund der größeren Streuung der Messwerte überwiegt.

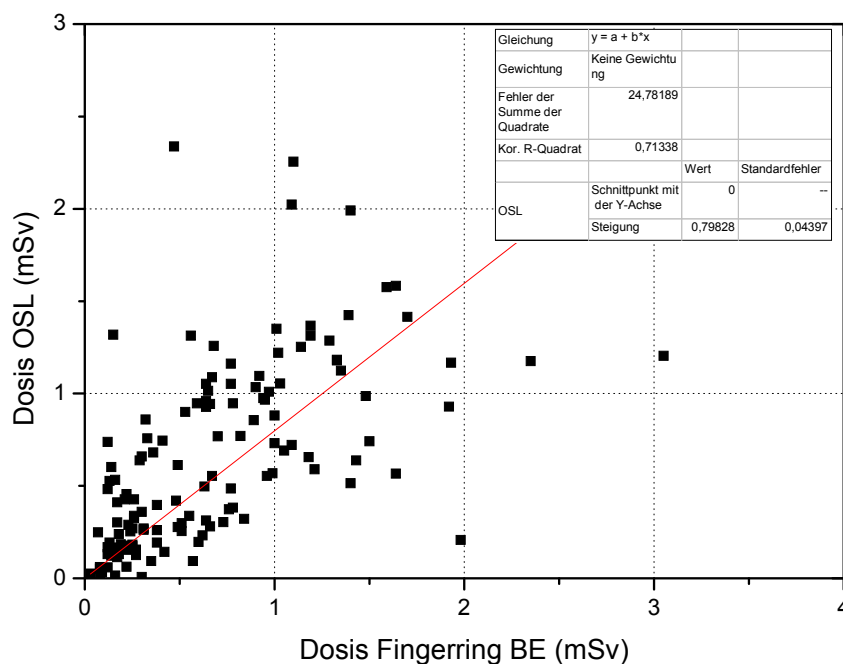
Abbildung 4-9 zeigt die Dosismesswerte (nur OSL- und Fingerringdosimeter) der Angehörigen in Abhängigkeit zur Entlassungsdosisleistung der Patienten. Es ist erkennbar, dass mit steigender Entlassungsdosisleistung der Patienten die Dosis

auf die Angehörigen zunimmt. Im Bereich der niedrigen Entlassungsdosisleistung (bis  $7,5 \mu\text{Sv/h}$ ) sind nur bei sehr wenigen Angehörigen Dosen größer  $1 \text{ mSv}$  gemessen worden. Ab einer Dosisleistung von  $7,5 \mu\text{Sv/h}$  nimmt die Anzahl der Angehörigen zu, die eine Strahlenexposition oberhalb des gesetzlichen Grenzwertes aufweisen. Die Angehörigen der Patienten, die mit einer Entlassungsdosisleistung größer  $15 \mu\text{Sv/h}$  entlassen wurden, haben fast alle eine Dosis nahe dem Grenzwert von  $1 \text{ mSv}$  oder darüber erhalten.



**Abbildung 4-9: Dosismesswerte der Angehörigen in Abhängigkeit zur Entlassungsdosisleistung der Patienten.**  
Berücksichtigt wurden die OSL-Messwerte sowie die Messwerte der Fingerringdosimeter.

In der Abbildung 4-10 ist ein grafischer Vergleich zwischen den OSL-Messwerten und den Messwerten der Fingerringdosimeter der Angehörigen. Diese Abbildung wurde mit eingefügt, da theoretisch die Messzeit der Fingerringdosimeter 24 Stunden und die der Dosimeter in der Kassette (beispielhaft für OSL-Dosimeter) ca. 8 Stunden betrug. Das heißt, dass die Fingerringdosimeter die dreifache Dosis der OSL-Dosimeter anzeigen sollten. Aus der Abbildung ist zu erkennen, dass die Fingerringdosimeter schon eine etwas höhere Dosis anzeigen, aber der theoretischen Faktor konnte nicht bestätigt werden.



**Abbildung 4-10: Vergleich** zwischen den OSL-Dosimetern und den Fingerringen der Angehörigen

#### 4.2.3 Korrelation der Messergebnisse

Um die Korrelation der OSL-Messwerte mit den TLD-Messwerten zu überprüfen, wurde ein Signifikanztest durchgeführt. Verwendet wurde der „Student's t-Test“, welcher auf den Vergleich der Mittelwerte der einzelnen Messgruppen beruht. Ausgewählt wurde dieser Test, da er keine Normalverteilung der Messergebnisse voraussetzt. Das Ergebnis von  $p = 0,0028 \ll 0,05$  zeigt eindeutig, dass die beiden Messreihen miteinander korrelieren. In Abbildung 4-11 sind die Dosiswerte der TLDs über den Dosiswerten der OSLs abgetragen. Auch aus dieser Darstellung geht hervor, dass beide Dosiswerte miteinander korrelieren.

In Kapitel 4.3.2. wurden die gemittelten Werte über alle OSL-Dosimeter bzw. alle TLD-Dosimeter pro Proband dargestellt. Um die Standardabweichungen der einzelnen Messwerte nicht zu vernachlässigen, wurde die Verteilung über alle Messwerte für beide Messsysteme in der Boxplotdarstellung (Abbildung 4-12) abgebildet. Wie schon die Darstellung der Mittelwerte zeigte, sind die Messwerte der TLD-Dosimeter höher als die der OSL-Dosimeter. Es ist zu erkennen, dass die Streuung der TLD-Messwerte größer ist als die der OSL-Werte. So ist der Interquartilbereich (Bereich, in dem 50 % der Messwerte enthalten sind) der

TLD-Messwerte um 24 % größer als der der OSL-Messwerte. Die Spannweite ist aufgrund der extremen Ausreißer fast doppelt so groß. Diese beträgt für die TLD-Werte 4,70 mSv und für die OSL-Werte 2,64 mSv.

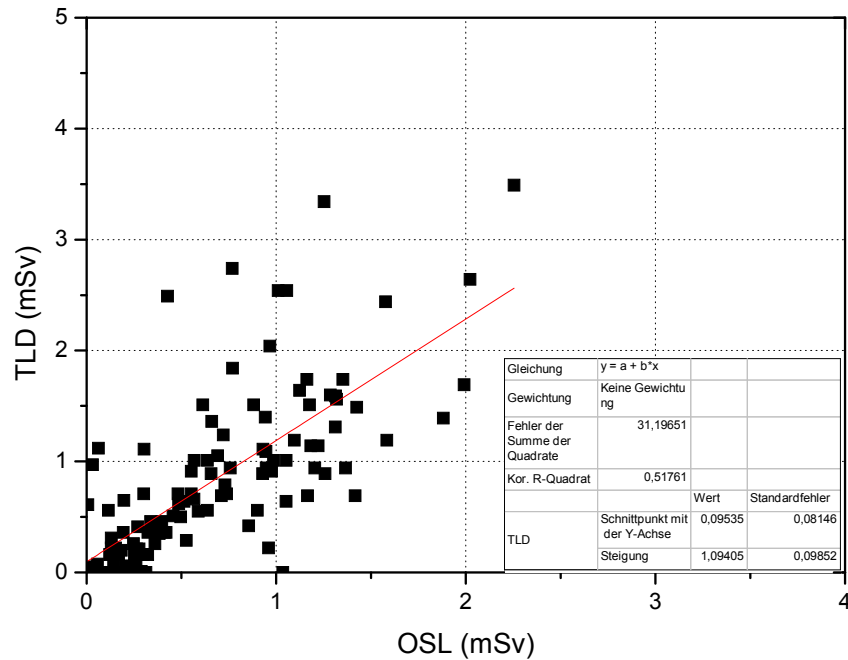


Abbildung 4-11: Korrelationsnachweis zwischen den OSL- und den TLD-Dosimetern

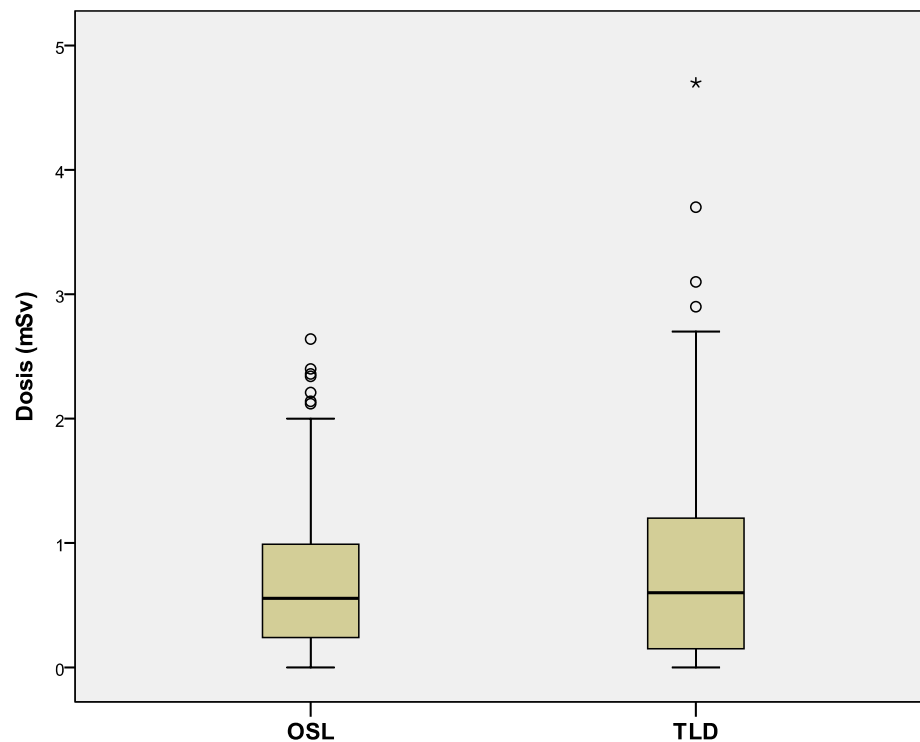


Abbildung 4-12: Vergleich der Messwertstreuung von OSL- und TLD-Messwerten

## 5 Diskussion

### 5.1 Plausibilität der Messwerte

Die Messwertaufnahme der Dosis der Patienten mittels Fingerringdosimeter wurde durchgeführt, um eine spätere Überprüfung der Plausibilität der Angehörigenmesswerte zu ermöglichen. Aus Abbildung 4-7 geht hervor, dass es zu einer deutlichen Überschätzung der Dosis der Patienten kam. Ausgegangen wurde bei der Berechnung der theoretischen Dosis von der Annahme, dass die Ringe anatomisch gesehen immer in einem Abstand von ca. 0,6 m getragen werden. Das ist in der praktischen Durchführung der Messung nicht über einen Zeitraum von 24 Stunden möglich (siehe Kapitel 4.2.1: mittlerer Abstand der getragenen Ringe: 0,14 m). Vielmehr wird der Abstand zwischen Schilddrüse und der Hand (bzw. Fingerring) des Patienten mehrmals am Tag über eine längere Zeit kleiner als 20 cm sein. Im täglichen Ablauf können z.B. Tätigkeiten wie Essen oder Lesen zu einer solchen Abstandsverringerung beitragen. Aber vor allem nachts kann es zu einer erhöhten Strahlenexposition durch die Armhaltung unter dem Kopf bzw. dem Kopfkissen der Patienten kommen. Wie hoch die jeweilige Überschätzung der Dosis ist, ist sehr stark von den individuellen Lebensgewohnheiten der Patienten abhängig.

Aus dieser Betrachtung kann die Aussage getroffen werden, dass es auch bei den Messwerten der Messsysteme der Angehörigen zu einer Überschätzung der Dosis gekommen ist. Vor allem in den Nachtstunden kann davon ausgegangen werden, dass durch die Armhaltung der Angehörigen der Abstand zwischen der Schilddrüse des Patienten und dem Fingerringdosimeter des Angehörigen stark verringert wird. Auch kann die Kassette bei einem unruhigen Schlafverhalten in Richtung des Patienten verschoben werden, was ebenfalls eine Erhöhung der Messwerte bewirken kann. Die Überschätzung der Dosiswerte der Angehörigen wird nicht so groß sein wie die Überschätzung der Werte der Patienten, kann aber mit einem Faktor von 2-3 bewertet werden.

## 5.2 Interpretation der Ergebnisse

Bei der Planung der Studie wurde davon ausgegangen, dass die Messwerte der OSL- und TLD-Dosimeter aufgrund der gleichen Positionierung zur Strahlungsquelle die gleichen Dosiswerte anzeigen. Somit sollte für jeden Probanden über alle 6 Dosimeter mittels Mittelwertbildung ein Messwert zu ermitteln sein. Die Ergebnisse zeigen aber, dass die OSL-Werte niedriger sind als die TLD-Werte. Der Hauptgrund wird sicherlich der Einfluss der Ausreißer auf die TLD-Werte sein. Trotzdem kommt die Frage auf, welche Werte korrekter sind und wie sich die Werte bezüglich der amtlichen Werte der Fingerringdosimeter der Angehörigen verhalten.

Als die genaueren Messwerte können die OSL-Werte angesehen werden. Die Gründe, die zu dieser Einschätzung führten, sind:

1. Die Kalibrierung der Dosimeter: Hier wurden zwei verschiedene Verfahrensweisen angewandt. Jedem OSL-Dosimeter wurde ein individueller Kalibrierfaktor zugeordnet. Bei den TLD-Dosimetern wurde eine sogenannte „dosimetrische Klasseneinteilung“ durchgeführt. Die Konsequenz ist, dass mit den OSL-Dosimetern eine präzisere Dosismessung, gerade im Messbereich  $< 1 \text{ mSv}$ , erfolgen konnte.
2. Die Linearität der TLD-Dosimeter im niederen Dosisbereich: An der unteren Grenze des linearen Messbereiches wird die Energiedosismessung durch die Untergrundstrahlung erheblich beeinflusst. Durch Abziehen der Untergrundstrahlung vom Messwert kann diesem Einfluss entgegengewirkt werden. Aber Aufgrund der „groben“ Kalibrierung der TLD-Dosimeter ist in dem gewünschten Messbereich nur eine sehr unpräzise Messung, die erheblich von der Untergrundstrahlung beeinflusst wird, möglich.
3. Die Streuung der Messwerte: Wie in den Kapiteln 4.1.3 und 4.2.3 gezeigt wurde, ist die Streuung der einzelnen Messwerte der TLD-Dosimeter um einiges höher als bei den OSL-Dosimetern. Das weist auf eine ungenauere Messung hin und beeinflusst natürlich auch die Mittelwerte der einzelnen Probanden und schließlich der gesamten Messreihe.

Ein Signifikanztest hat ergeben, dass die Messwerte der OSL-Dosimeter und der TLD-Dosimeter miteinander korrelieren. Aber aus den oben genannten Gründen und der daraus abgeleiteten unteren Nachweisgrenze von 0,4 mSv (Kapitel 4.1.3) für die TLDs kann keine Zusammenfassung der Messwerte zu einem Wert erfolgen. Das Ergebnis zeigt, dass bei allen drei Messsystemen ein Mittelwert kleiner 1 mSv erhalten wurde. OSL-Messwerte und Fingerringmesswerte stimmen sehr gut überein. Der Mittelwert der TLDs wird sehr stark von Ausreißern beeinflusst.

Es kann gesagt werden, dass die Dosismessung mittels TLD-Dosimeter eine Verifizierung der Messwerte der OSL-Dosimeter ermöglichte. Es wurde bestätigt, dass die Dosismessung mittels OSL- und TLD-Dosimetern gleichwertig ist. In der hier vorliegenden Studie wurde aber aufgrund der dosimetrischen Klasseneinteilung bei den TLD-Dosimetern nicht die nötige Genauigkeit erzielt. Diese wurde mit den individuell kalibrierten OSL-Dosimetern und den amtlichen Fingerringdosimetern erreicht. Deswegen wird in der weiteren Betrachtung nur noch auf diese beiden Messsysteme eingegangen.

Die Fingerringdosimeter weisen gegenüber den OSL-Dosimetern etwas höhere Werte auf. Erwartet wurden um den Faktor 3 erhöhte Messwerte, da mit den Fingerringdosimetern eine Messzeit von 24 Stunden pro Tag und mit den OSL-Dosimetern eine Messzeit von 8 Stunden pro Tag angesetzt wurde. Das die Fingerringdosimeter ähnliche Werte wie die OSL-Dosimeter anzeigen, liegt an der Lebensweise der Patienten. Ist beispielsweise wenigstens ein Partner ganztätig auf Arbeit, so gleichen sich die Messzeiten dieser beiden Messsysteme an, wodurch natürlich auch der Dosiswert der Fingerringdosimeter nicht höher sein kann. Das bedeutet gleichzeitig, dass die höchste Strahlenexposition auf die Angehörigen in den Nachtstunden zustande kommt.

Aus Abbildung 4-9 geht hervor, dass es einen Zusammenhang zwischen der Dosisleistung am Entlassungstag und der Strahlenbelastung der Angehörigen gibt. Es ist erkennbar, dass mit zunehmender Entlassungsdosisleistung auch die Strahlenbelastung auf die Angehörigen zunimmt. Entlassungsdosisleistungen in der Nähe des Grenzwertes von 15  $\mu\text{Sv/h}$  (in 1 m) und darüber können zu einer höheren Strahlenexposition der Angehörigen führen. Der höchste Messwert der



OSL-Dosimeter beträgt 2,34 mSv. Die dazugehörige Entlassungsaktivität des Patienten betrug 12,90  $\mu\text{Sv/h}$ . Für die Fingerringdosimeter betrug das Maximum 3,05 mSv bei einer dazugehörigen Entlassungsdosisleistung von 15,6  $\mu\text{Sv/h}$ . Bei einigen Probanden lag die Entlassungsdosisleistung weit unterhalb des abgeleiteten Grenzwertes und trotzdem haben die Angehörigen eine Dosis oberhalb von 1 mSv erhalten. Hier spielt sicherlich die  $\text{HWZ}_{\text{eff}}$  der Patienten eine große Rolle. Wird von einer annähernd gleichen Entlassungsdosisleistung der Patienten ausgegangen, so bewirken längere effektive HWZ auch höhere Expositionen der Angehörigen.

Der Grenzwert für Einzelpersonen der Bevölkerung liegt bei 1 mSv. Dieser Wert wird in 24 % der betrachteten Fälle überschritten. Die Strahlenschutzverordnung lässt aber in Ausnahmefällen (z.B. helfende Personen) eine Strahlenexposition für Einzelpersonen von einigen mSv zu. In der ICRP 103 [12] wird ein Dosiswert von 5 mSv in Einzelfällen als akzeptabel angesehen. Der Maximalwert wurde mit 3,05 mSv gemessen. Somit liegen alle Messwerte der Patienten weit unterhalb dieser Empfehlung.

### 5.3 Vergleich mit der Literatur

Noch vor der Änderung der Strahlenschutzgesetzgebung wurde im Jahr 1999 durch M. Andreeff und A. Kühn eine ähnlich angelegte Studie am Universitätsklinikum Dresden durchgeführt [14]. Ein Vergleich der beiden Studien ist aufgrund der unterschiedlichen gesetzlich festgeschriebenen Entlassungsaktivitäten sehr interessant.

Wie bei der vorliegenden Studie auch erfolgte die Messung der Dosis mittels amtlicher Fingerringdosimeter. Die Krankheitsstruktur, die Altersstruktur sowie die Anzahl der teilgenommenen Probanden (149 Probanden 1999) sind ebenfalls vergleichbar. Eine zusätzliche Messung mit nichtamtlichen Dosimetern wurde nicht durchgeführt. Als Ergebnis wurde damals ein Mittelwert über alle Messwerte der Fingerringdosimeter der Patienten von  $(15,7 \pm 14,5)$  mSv und ein Mittelwert über alle Messwerte der Fingerringdosimeter der Angehörigen von  $(0,8 \pm 0,7)$  mSv ermittelt. Auffällig ist, dass trotz niedrigerer Entlassungsdosisleistung die Messwerte von 1999 höher sind als die Werte von 2010. Die Abweichung der Ergebnisse aus der vorliegenden Studie zu den

Ergebnissen von 1999 beträgt für die Patientenmesswerte -23 % und für die Angehörigenmesswerte ca. -14 %. Werden aber die dazugehörigen Standardabweichungen mit betrachtet, so kann gesagt werden, dass in der aktuellen Studie die gleichen Messergebnisse ermittelt wurden wie 1999. Das zeigt aber auch, dass die Dosis auf die Angehörigen von Patienten, die sich einer Radioiodtherapie unterzogen haben, weniger von der Entlassungsdosisleistung der Patienten abhängt, sondern vielmehr von der Lebensweise der Patienten und der Umsetzung der mitgegebenen Verhaltensregeln bestimmt wird.

#### **5.4 Schlussfolgerungen**

Als Ergebnis dieser Studie kann festgestellt werden, dass, ausgehend von Patienten, die sich einer Radioiodtherapie unterzogen haben, die Strahlenexposition auf die Personen der näheren Umgebung ( $0,68 \pm 0,54$ ) mSv beträgt (amtlicher Wert der Fingerringdosimeter).

Da die Familienangehörigen und die nahestehenden Bekannten um die nuklearmedizinische Behandlung des Patienten wissen, ist die Höhe der Strahlenexposition auf diese Personen sehr stark von dem Verhalten aller Beteiligten abhängig. Des Weiteren wird die Strahlenexposition auf die Personen der näheren Umgebung sehr stark von den individuellen Lebensgewohnheiten und den häuslichen Gegebenheiten beeinflusst. Die Strahlenexposition wird auf Grund der räumlichen und zeitlichen Nähe höher sein als auf dritte Personen (Einzelpersonen der Bevölkerung), die keinerlei Beziehung zum Patienten haben. Gerade deshalb sollten sich die Patienten exakt an die Anweisungen bezüglich des Abstandes bzw. des täglichen Umgangs mit Personen im häuslichen Umfeld, bei der Hygiene im sanitären Bereich und beim Umgang mit Schwangeren oder Kindern halten. Die Ergebnisse haben auch gezeigt, dass die Strahlenexposition auf die Angehörigen hauptsächlich nachts zustande kommt. Daher sollte in den ersten Wochen nach der Entlassung der Abstand zwischen den Betten vergrößert werden (ca. 2 m), um eine Verringerung der Strahlenexposition zu erreichen.

Die Strahlenexposition auf Einzelpersonen der Bevölkerung, die von Patienten, die sich einer Radioiodtherapie unterzogen haben, ausgeht, ist sehr stark vom Verhalten des Patienten abhängig, da nur ihm die Behandlung bekannt ist. Der

Patient sollte sich daher nach der Entlassung der Verantwortung gegenüber seinen Mitmenschen voll bewusst sein. Gerade bei der Benutzung von öffentlichen Verkehrsmitteln und beim Besuch öffentlicher Veranstaltungen sollte der Abstand zu anderen Personen möglichst groß und die Dauer des Kontaktes möglichst kurz gehalten werden. Werden diese grundlegenden Verhaltensregeln vom Patienten eingehalten, so ist eine wesentlich geringere Strahlenexposition auf die Einzelpersonen der Bevölkerung im Vergleich zu den Personen der näheren Umgebung zu erwarten. Wie hoch die Strahlenexposition auf Einzelpersonen der Bevölkerung in etwa ist, soll folgende worst-case-Betrachtung für die Arbeitskollegen eines Patienten zeigen. Ausgehend von einer 40-Stunden-Arbeitswoche beträgt die Kontaktzeit zwischen Patient und seinem Kollegen ca. 2000 Stunden pro Jahr. Die restliche Zeit des Jahres wird als Kontaktzeit zwischen dem Patienten und dem Angehörigen angesehen und beträgt etwa 6700 Stunden pro Jahr. Daraus folgt, dass die Strahlenexposition auf die Angehörigen ca. dreimal so hoch ist als auf die Einzelpersonen der Bevölkerung. Die maximale Strahlenexposition auf die Einzelpersonen der Bevölkerung wird somit 0,2-0,3 mSv pro Jahr betragen. Dass der Dosiswert nur ein Bruchteil des Dosisgrenzwertes der Bevölkerung beträgt, ist wichtig, da der Dosisgrenzwert der Bevölkerung ein kumulativer Grenzwert ist, d.h. er ist die Summe aller Expositionen auf die Einzelpersonen pro Jahr. Somit müssen in diesen Grenzwert auch Expositionen aus anderen Quellen mit berücksichtigt werden.

Abschließend kann zusammengefasst werden, dass sich die Änderung der Strahlenschutzverordnung mit der Erhöhung der Entlassungsaktivität von 95 MBq auf 250 MBq und gleichzeitigem Herabsetzen der Grenzwerte von 1,5 mSv auf 1 mSv für Einzelpersonen der Bevölkerung, die auf Empfehlung der SSK durchgeführt wurde, als die richtige Maßnahme für eine Verkürzung der Aufenthaltszeit der Patienten auf der nuklearmedizinischen Station herausgestellt hat. Es kann gesagt werden, dass die Strahlenexposition auf Einzelpersonen der Bevölkerung nicht erhöht wurde. Halten sich die Patienten und die Personen in deren näherer Umgebung an die vorgegebenen Verhaltensmaßregeln, so kann auch im häuslichen Bereich keine erheblich höhere Strahlenexposition auftreten. Demzufolge muss unbedingt an das Verantwortungsbewusstsein der Patienten appelliert werden.

## 6 Literaturverzeichnis

- [1] Gesetz über die friedliche Verwendung der Kernenergie und den Schutz gegen ihre Gefahren vom 23. 12. 1959 (Atomgesetz-AtG) in der Fassung vom 6. Januar 2004, zuletzt geändert durch Art. 161 V v. 31.10.2006 I 2407.
- [2] Harshaw 4500 data sheet;  
[http://www.thermo.com/eThermo/CMA/PDFs/Product/productPDF\\_18487.pdf](http://www.thermo.com/eThermo/CMA/PDFs/Product/productPDF_18487.pdf); gefunden: 15.06.2010.
- [3] <http://atom.kaeri.re.kr/cgi-bin/decay?I-131%20B->; gefunden: 08.07.2010.
- [4] [http://www.lps-berlin.de/fileadmin/user\\_upload/docs/pd/117\\_Dosimetrische\\_Ueberwachung\\_2008.pdf](http://www.lps-berlin.de/fileadmin/user_upload/docs/pd/117_Dosimetrische_Ueberwachung_2008.pdf); gefunden: 23.07.2010.
- [5] [http://www.tu-ilmenau.de/fakei/fileadmin/template/i/wt/Institut/Vorlesungen/strahlenschutz/ww\\_Dosisgroessen\\_und\\_Messgroessen.pdf](http://www.tu-ilmenau.de/fakei/fileadmin/template/i/wt/Institut/Vorlesungen/strahlenschutz/ww_Dosisgroessen_und_Messgroessen.pdf); gefunden: 27.05.2010.
- [6] Richtlinie für den Strahlenschutz bei der Verwendung radioaktiver Stoffe und beim Betrieb von Anlagen zur Erzeugung ionisierender Strahlen und Bestrahlungseinrichtungen mit radioaktiven Quellen in der Medizin (Richtlinie Strahlenschutz in der Medizin), vom 14.10.1992.
- [7] Richtlinie Strahlenschutz in der Medizin nach der Verordnung über den Schutz vor Schäden durch ionisierende Strahlen (Strahlenschutzverordnung - StrlSchV) vom 24. Juni 2002.
- [8] Verordnung über den Schutz vor Schäden durch ionisierende Strahlen (Strahlenschutzverordnung - StrlSchV) in der Fassung der Bekanntmachung vom 20. Juli 2001 (BGBl. I S. 1714, (2002, 1459)), zuletzt geändert durch Artikel 2 des Gesetzes vom 29. August 2008 (BGBl. I S. 1793).
- [9] Versuchsanleitung zur OSL-Dosimetrie; TU-Dresden AG Strahlungsphysik.
- [10] ICRP Publication 60, Annals of the ICRP, Vol. 21 No.1-3, Pergamon Press, ISSN 0146-6453. (1990)
- [11] Verordnung über den Schutz vor Schäden durch Röntgenstrahlen (Röntgenverordnung - RöV). (2003)
- [12] ICRP Publication 103: Annals of the ICRP. ICRP Publication 103. 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. Oxford, New York, Frankfurt: Pergamon Press. (2008)

- [13] Andreeff, M.: Dissertationsschrift: Messung und Berechnung des Ansprechvermögens von OSL - Dosimeter auf Betastrahler unterschiedlicher Energie und Ermittlung von Dosisverteilungen für typische in-vitro Bestrahlungsgeometrien. ed. Dresden, 2008
- [14] Andreeff, M.; Kühne, A.: Untersuchung zur Strahlenexposition der Bevölkerung durch Patienten die sich am Universitätsklinikum der TU Dresden einer Radioiodtherapie unterzogen haben. Abschlußbericht zum Werksvertrag Nr. 13-0345.42/93 zwischen der TU Dresden und dem Sächsischen Landesamt für Umwelt und Geologie (1999)
- [15] Burgkhardt, B.; Piesch, E.: Energieabhängigkeit einiger gebräuchlicher Dosisleistungs- und Dosismesser für den Strahlenschutz. Kernforschungszentrum Karlsruhe; Abteilung Strahlenschutz und Sicherheit (1971)
- [16] Freudenberg, R.: Diplomarbeit: Optimierung der Auswertetechnik für die OSL - Dosimetrie mit BeO. (2005)
- [17] Goretzki, G.: Medizinische Strahlenkunde - Physikalisch-technische Grundlagen. ed. München: Urban & Fischer, 2004
- [18] Henniger, J.: Wechselwirkung Strahlung - Stoff. Vorlesungsskript; Arbeitsgruppe Strahlungsphysik des Instituts für Kern- und Teilchenphysik an der TU Dresden
- [19] Krieger, H.: Strahlenphysik, Dosimetrie und Strahlenschutz; Band 2; Strahlenquellen, Detektoren und klinische Dosimetrie. 3., überarbeitete Auflage ed. Stuttgart: B. G. Teubner, 2001
- [20] Krieger, H.: Grundlagen der Strahlungsphysik und des Strahlenschutzes. 2., überarbeitete und erweiterte Auflage ed. Wiesbaden: B. G. Teubner Verlag / GWV Fachverlage GmbH, 2007
- [21] Kuwert, T.: Radioiodtherapie von Schilddrüsenerkrankungen. Abstractband zum 53. Nürnberger Fortbildungskongress der Bayerischen Landesärztekammer (2002); 39-41
- [22] Reich, H.; (Hrsg.): Dosimetrie ionisierender Strahlung. ed. Stuttgart: B. G. Teubner Verlag, 1990
- [23] Rudolf, M.; Kuhlisch, W.: Biostatistik - Eine Einführung für Biowissenschaftler. ed. München: Pearson Studium, 2008
- [24] Sawin, C.T.; Becker, D.V.: Radioiodine and the treatment of hyperthyroidism: the early history. Thyroid 7: 163-176 (1997)
- [25] Schicha, H.; Schober, O.: Nuklearmedizin Basiswissen und klinische Anwendung. ed. Stuttgart: Schattauer Verlag, 2003

- [26] Schwenke: Diplomarbeit: Optimierung eines Auswerteverfahrens für Optisch Stimulierte Lumineszenz (OSL) mit Berylliumoxid. (2008)
- [27] Sommer, M.; Henniger, J.: Investigation of a BeO Based Optically Stimulated Luminescence Dosimeter. proceedings of 14th Intl. Conf. on Solid State Dosimetry (2006); S. 394-397
- [28] Sommer M.; J., H. Arbeitsgruppe Strahlungsphysik des Instituts für Kern- und Teilchenphysik an der TU Dresden; persönliche Mitteilung (2009)
- [29] Strahlenschutzkommission: Anforderungen an Personendosimeter, Empfehlungen der Strahlenschutzkommission vom 01.03.2002, Bundesanzeiger Nr. 112 vom 21.06.2003 Seite 13202.
- [30] Strahlenschutzkommission: Strahlenschutzgrundsätze für die Radioiodtherapie, Empfehlung der Strahlenschutzkommission vom 5./6. Dezember 1996, Bundesanzeiger Nr.68 vom 11.04.1997.
- [31] Winkler, C.: Radioaktives Iod zur Behandlung chirurgischer Erkrankungen der Schilddrüse. Theoretischer Teil. Langenbeck's Archives of Surgery (1951) Volume 270, Number 1/ Dezember 1951; 401-407

## 7 Anhang

### 7.1 Messdaten

**Tabelle 7-1: Untersuchung zur Strahlenexposition der Bevölkerung durch Patienten, die sich einer Radioiodtherapie unterzogen haben.** Zusammenfassung der Patientendaten und der Messergebnisse.

Patienten-ID	Alter	Ausgabe	Rücksendung	Dauer der Messung	Mittelwert OSL	Mittelwert TLD	Dosis Finger ring PA/ ng BE/ mSv	DosisFinger ring PA/ ng BE/ mSv	Therapieaktivität [MBq]	Dosisleistung in 1m [µSv/h]	Dosis berechnet nach Entlassung [mSv]	Diagnose	Bemerkung
P30	71	06.03.2010	20.03.2010	14	0,77	2,74	2,31	0,70	296	0,00	0,00	Autonomie	Adenom/ Struma
P47	67	24.03.2010	29.03.2010	5	0,00	0,87	0,64	0,27	178	1,10	0,46	Autonomie	Adenom/ Struma
P60	51	24.03.2010	07.04.2010	14	0,04	1,99	0,13	0,10	769	8,10	3,36	Autonomie	Adenom/ Struma
P5	52	17.05.2008	30.05.2008	13	1,18	1,14	15,68	1,33	705	16,80	6,97	Autonomie	autonomes Adenom
P12	70	13.03.2010	27.03.2010	14	0,95	1,09	3,80	0,78	177	1,60	0,66	Autonomie	autonomes Adenom
P14	73	10.03.2010	24.03.2010	14	3,40	3,79	12,24	0,95	356	2,90	1,20	Autonomie	autonomes Adenom
P22	73	18.03.2010	01.04.2010	14	1,58	1,19	17,67	1,64	1247	10,60	4,40	Autonomie	autonomes Adenom
P32	71	05.03.2010	19.03.2010	14	1,01	2,54	2,55	0,97	176	1,30	0,54	Autonomie	autonomes Adenom
P35	57	05.03.2010	19.03.2010	14	1,42	1,49	6,62	1,39	323	1,80	0,75	Autonomie	autonomes Adenom
P36	70	29.11.2008	13.12.2008	14	0,49	0,62	5,84	0,77	491	3,30	1,37	Autonomie	autonomes Adenom
P37	42	26.11.2008	09.12.2008	13	0,66	0,89	6,86	1,18	343	3,40	1,41	Autonomie	autonomes Adenom
P38	73	30.05.2008	13.06.2008	14	1,22	1,14	13,02	1,02	1248	20,30	8,43	Autonomie	autonomes Adenom
P40	72	30.05.2008	12.06.2008	13	0,76	0,94	1,21	0,33	191	1,90	0,79	Autonomie	autonomes Adenom
P42	57	15.11.2008	29.11.2008	14	0,86	0,42	6,81	0,89	487	9,10	3,78	Autonomie	autonomes Adenom
P43	58	09.12.2009	23.12.2009	14	2,02	2,64	12,20	1,09	482	8,00	3,32	Autonomie	autonomes Adenom
P49	42	19.03.2010	02.04.2010	14	0,13	0,00	6,27	0,27	286	4,00	1,66	Autonomie	autonomes Adenom
P50	47	19.03.2010	02.04.2010	14	0,18	0,00	12,46	0,21	368	6,70	2,78	Autonomie	autonomes Adenom
P52	60	20.03.2010	03.04.2010	14	0,15	0,22	3,82	0,22	286	1,00	0,42	Autonomie	autonomes Adenom
P68	79	10.04.2010	24.04.2010	14	0,18	0,20	3,98	0,19	352	2,30	0,95	Autonomie	autonomes Adenom
P76	78	29.04.2010	13.05.2010	14	0,11	0,56	5,37	0,17	287	4,10	1,70	Autonomie	autonomes Adenom
P78	54	30.04.2010	14.05.2010	14	0,32	0,36	5,57	0,26	483	4,70	1,95	Autonomie	autonomes Adenom
P86	67	06.05.2010	20.05.2010	14	0,43		24,43	0,21	523	9,90	4,11	Autonomie	autonomes Adenom
P87	44	05.05.2010	19.05.2010	14	0,53		243,00	0,16	428	7,40	3,07	Autonomie	autonomes Adenom
P88	54	07.05.2010	21.05.2010	14	0,34		0,26	2,22	176	2,10	0,87	Autonomie	autonomes Adenom
P91	43	08.05.2010	22.05.2010	14	0,25	0,16	4,90	0,24	534	2,90	1,20	Autonomie	autonomes Adenom
P92	42	08.05.2010	22.05.2010	14	0,17	0,00	7,78	0,25	275	3,00	1,25	Autonomie	autonomes Adenom
P93	37	08.05.2010	22.05.2010	14	0,12	0,16	1,29	0,14	806	6,90	2,86	Autonomie	autonomes Adenom
P96	54	12.05.2010	26.05.2010	14	4,01	5,21		1,64	844	12,30	5,11	Autonomie	autonomes Adenom
P100	74	13.05.2010	27.05.2010	14	0,17	0,16	12,67	0,12	280	3,50	1,45	Autonomie	autonomes Adenom
P106	76	27.05.2010	10.06.2010	14	0,30	0,71	15,34	0,17	475	4,50	1,87	Autonomie	autonomes Adenom

Patienten-ID	Alter	Ausgabe	Rücksendung	Dauer der Messung	Mittelwert OSL	Mittelwert TLD	Dosis Fingerführung PA/ mSv	DosisFingerführung BE/ mSv	Therapieaktivität [MBq]	Dosisleistung in 1m [µSv/h]	Dosis berechnet nach Entlassung [mSv]	Diagnose	Bemerkung
P109	80	22.05.2010	05.06.2010	14	0,00		2,58	0,08	190	1,07	0,44	Autonomie	autonomes Adenom
P112	58	22.05.2010	05.06.2010	14	0,17		17,24	0,21	356	6,32	2,62	Autonomie	autonomes Adenom
P118	65	28.05.2010	11.06.2010	14	0,09		9,04	0,57	500	4,10	1,70	Autonomie	autonomes Adenom
P120	76	29.05.2010	12.06.2010	14	0,28		10,06	0,66	1306	13,90	5,77	Autonomie	autonomes Adenom
P124	73	03.06.2010	17.06.2010	14	0,09	0,00	4,60	0,35	652	2,70	1,12	Autonomie	autonomes Adenom
P132	53	12.06.2010	26.06.2010	14	0,24	0,01	12,73	0,18	480	5,25	2,18	Autonomie	autonomes Adenom
P134	84	11.06.2010	16.06.2010	5	0,02	0,00	0,06	0,06	350	3,90	1,62	Autonomie	autonomes Adenom
P144	48	23.06.2010	07.07.2010	14	0,42	0,36	12,68	0,48	230	3,30	1,37	Autonomie	autonomes Adenom
P145	74	18.06.2010	02.07.2010	14	0,26	0,11	4,51	0,38	363	5,70	2,37	Autonomie	autonomes Adenom
P8	73	05.03.2010	19.03.2010	14	1,06	2,54	5,80	1,03	178	0,10	0,04	Autonomie	bifokale
P21	74	17.03.2010	31.03.2010	14	1,05	0,64	2,69	0,77	294	2,00	0,83	Autonomie	bifokale
P44	65	07.11.2008	21.11.2008	14	0,73	0,79	10,36	1,00	279	3,60	1,49	Autonomie	bifokale
P123	73	03.06.2010	17.06.2010	14	0,64	0,56	18,58	0,29	620	9,20	3,82	Autonomie	bifokale
P129	63	09.06.2010	23.06.2010	14	0,32	0,16	8,78	0,84	690	6,40	2,66	Autonomie	bifokale
P140	78	19.06.2010	03.07.2010	14	0,64	1,01	43,30	1,43	535	12,20	5,06	Autonomie	bifokale
P141	68	16.06.2010	30.06.2010	14	0,26	0,21	13,34	0,31	220	3,50	1,45	Autonomie	bifokale
P1	52	04.04.2008	18.04.2008	14	1,99	1,69	20,04	1,40	704	16,00	6,64	Autonomie	disseminiert
P2	57	03.04.2008	09.04.2008	6	1,10	1,19		0,92	878	24,80	10,30	Autonomie	disseminiert
P6	63	13.05.2008	27.05.2008	14	1,26	0,89	22,04	0,68	1179	17,90	7,43	Autonomie	diss. funktionelle
P23	57	06.03.2010	20.03.2010	14	2,26	3,49	38,78	1,10	1141	11,60	4,82	Autonomie	diss. funktionelle
P25	67	25.11.2008	09.12.2008	14	0,71	0,69	37,27		1108	17,00	7,06	Autonomie	diss. funktionelle
P56	76	19.03.2010	02.04.2010	14	0,51	0,64	17,45	1,40	1265	11,00	4,57	Autonomie	diss. funktionelle
P73	74	15.04.2010	28.04.2010	13	1,29	1,60	19,98	1,29	1218	10,80	4,48	Autonomie	diss. funktionelle
P74	41	28.04.2010	12.05.2010	14	0,61	1,51	0,66	0,49	790	9,70	4,03	Autonomie	diss. funktionelle
P75	70	29.04.2010	13.05.2010	14	0,34	0,46	11,16	0,55	379	6,08	2,52	Autonomie	diss. funktionelle
P79	55	28.04.2010	12.05.2010	14	1,18	1,51	25,08	2,35	833	17,20	7,14	Autonomie	diss. funktionelle
P80	78	07.05.2010	21.05.2010	14	2,34		22,08	0,47	646	12,90	5,36	Autonomie	diss. funktionelle
P89	53	11.05.2010	25.05.2010	14	1,18		27,63	1,33	1268	15,60	6,48	Autonomie	diss. funktionelle
P102	67	19.05.2010	02.06.2010	14	0,57	1,01	48,78	0,99	568	8,81	3,66	Autonomie	diss. funktionelle
P104	55	20.05.2010	03.06.2010	14	0,30	1,11	6,20	0,73	519	6,20	2,57	Autonomie	diss. funktionelle



Patienten-ID	Alter	Ausgabe	Rücksendung	Dauer der Messung	Mittelwert OSL	Mittelwert TLD	Dosis Fingerring PA/mSv	Dosis Fingerring BE/mSv	Therapieaktivität [MBq]	Dosisleistung in 1m [µSv/h]	Dosis berechnet nach Entlassung [mSv]	Diagnose	Bemerkung
P108	85	22.05.2010	04.06.2010	13	0,48	0,71	1,95	0,12	1220	13,40	5,56	Autonomie	diss. funktionelle
P116	47	28.05.2010	11.06.2010	14	0,74			0,41	1280	19,00	7,89	Autonomie	diss. funktionelle
P122	75	29.05.2010	12.06.2010	14	1,09		31,66	0,67	700	11,50	4,77	Autonomie	diss. funktionelle
P126	72	02.06.2010	16.06.2010	14	0,93	1,11	25,30	1,92	1296	12,70	5,27	Autonomie	diss. funktionelle
P128	68	09.06.2010	23.06.2010	14	0,41	0,36		0,17	516	7,70	3,20	Autonomie	diss. funktionelle
P131	66	10.06.2010	24.06.2010	14	0,19	0,00	4,65	0,13	386	2,80	1,16	Autonomie	diss. funktionelle
P138	59	12.06.2010	26.06.2010	14	0,99	1,01	31,23	1,48	884	13,70	5,69	Autonomie	diss. funktionelle
P142	50	16.06.2010	30.06.2010	14	0,74	0,71	27,11	0,12	879	8,30	3,45	Autonomie	diss. funktionelle
P3	64	05.04.2008	19.04.2008	14	1,04	0,00	8,29	0,90	487	8,00	3,32	Autonomie	multifokale
P9	69	19.05.2008	01.06.2008	13	1,42	0,69	25,72	1,70	1290	17,50	7,26	Autonomie	multifokale
P20	75	11.03.2010	25.03.2010	14	1,12	1,64	8,92	1,35	354	4,20	1,74	Autonomie	multifokale
P41	70	30.05.2008	12.06.2008	13	0,95	0,94	8,63	0,59	356	6,40	2,66	Autonomie	multifokale
P48	80	24.03.2010	07.04.2010	14	0,06	1,12	25,22	0,22	426	11,00	4,57	Autonomie	multifokale
P66	64	14.04.2010	28.04.2010	14	0,69	1,05	24,68	1,05	1092	8,90	3,69	Autonomie	multifokale
P85	51	05.05.2010	19.05.2010	14	0,28	0,21	10,21	0,49	383	8,00	3,32	Autonomie	multifokale
P90	55	07.05.2010	21.05.2010	14	0,14		0,14	0,14	568	6,80	2,82	Autonomie	multifokale
P95	70	08.05.2010	22.05.2010	14	1,32	1,56	22,92	0,15	527	10,60	4,40	Autonomie	multifokale
P97	53	12.05.2010	26.05.2010	14	0,31	0,00	17,33	0,64	527	5,30	2,20	Autonomie	multifokale
P99	60	13.05.2010	27.05.2010	14	0,27	0,41	11,68	0,31	1295	11,20	4,65	Autonomie	multifokale
P105	74	20.05.2010	31.05.2010	11	0,01	0,61	10,45	0,30	762	8,00	3,32	Autonomie	multifokale
P110	69	22.05.2010	05.06.2010	14	0,16		1,42	0,15	277	2,83	1,17	Autonomie	multifokale
P111	56	22.05.2010	05.06.2010	14	0,86		8,63	0,32	631	13,60	5,65	Autonomie	multifokale
P115	66	30.05.2010	13.06.2010	14	0,74		8,85	1,50	1286	12,90	5,36	Autonomie	multifokale
P148	80	18.06.2010	02.07.2010	14	0,90	0,56	11,17	0,53	464	6,60	2,74	Autonomie	multifokale
P10	62	17.05.2008	30.05.2008	13	0,93	0,89	8,13	0,64	359	4,90	2,03	Autonomie	Struma
P34	47	17.11.2009	02.12.2009	15	3,66	4,69	615,09	1,55	1217	17,70	7,35	Autonomie	Struma
P77	86	01.05.2010	15.05.2010	14	0,57	0,66	43,87	1,64	986	13,00	5,40	Autonomie	Struma
P119	62	28.05.2010	11.06.2010	14	1,01		11,44	0,65	882	9,50	3,94	Autonomie	Struma
P121	67	31.05.2010	14.06.2010	14	0,68		17,98	0,36	1259	14,20	5,90	Autonomie	Struma
P135	75	11.06.2010	25.06.2010	14	1,05	1,01	16,20	0,64	1242	15,80	6,56	Autonomie	Struma

Patienten-ID	Alter	Ausgabe	Rücksendung	Dauer der Messung	Mittelwert OSL	Mittelwert TLD	Dosis Fingerdosis PA/mSv	Dosis Fingerdosis BE/mSv	Therapieaktivität [MBq]	Dosisleistung in 1m [µSv/h]	Dosis berechnet nach Entlassung [mSv]	Diagnose	Bemerkung
P137	56	12.06.2010	26.06.2010	14	0,37	0,41	17,44	0,76	533	5,49	2,28	Autonomie	Struma
P143	46	17.06.2010	01.07.2010	14	0,40	0,46	0,84	0,38	283	4,30	1,79	Autonomie	Struma
P151	55	19.06.2010	03.07.2010	14	0,27	0,01	6,65	0,25	234	4,30	1,79	Autonomie	Struma
P67	56	10.04.2010	24.04.2010	14	0,38	0,35	15,90	0,78	744	9,30	3,86	Autonomie	Struma rezidiv
P69	71	16.04.2010	30.04.2010	14	0,20	0,65		0,60	431	4,10	1,70	Autonomie	Struma rezidiv
P82	60	01.05.2010	15.05.2010	14	0,46	0,51	11,22	0,22	378	6,70	2,78	Autonomie	Struma rezidiv
P103	62	20.05.2010	03.06.2010	14	0,55	0,91	14,19	0,67	566	7,60	3,16	Autonomie	Struma rezidiv
P125	80	02.06.2010	16.06.2010	14	0,98	0,91	15,40	0,94	709	8,90	3,69	Autonomie	Struma rezidiv
P16	76	18.03.2010	01.04.2010	14	1,88	1,39	24,27		1195	13,90	5,77	Hyperthyreose	diss. Autonomiel/ Struma
P17	64	17.03.2010	31.03.2010	14	4,24	3,74	2,87	0,93	1328	17,20	7,14	Hyperthyreose	diss. Autonomiel/ Struma
P29	67	06.03.2010	20.03.2010	14	0,97	2,04	8,34	0,95	511	0,90	0,37	Hyperthyreose	diss. Autonomiel/ Struma
P57	59	23.03.2010	06.04.2010	14	1,20	0,94	23,59	3,05	1280	15,60	6,48	Hyperthyreose	diss. Autonomiel/ Struma
P72	72	14.04.2010	28.04.2010	14	0,59	0,55	16,28	1,21	563	12,10	5,02	Hyperthyreose	diss. Autonomiel/ Struma
P81	50	06.05.2010	10.05.2010	4	0,15		0,16	0,16	1261	7,80	3,24	Hyperthyreose	diss. Autonomiel/ Struma
P94	61	08.05.2010	22.05.2010	14	0,66	1,36	16,64	0,30	1236	10,20	4,23	Hyperthyreose	diss. Autonomiel/ Struma
P117	63	28.05.2010	11.06.2010	14	0,26		5,01	0,51	296	4,50	1,87	Hyperthyreose	diss. Autonomiel/ Struma
P127	70	09.06.2010	23.06.2010	14	0,30	0,16	15,90	0,51	703	10,00	4,15	Hyperthyreose	diss. Autonomiel/ Struma
P98	72	13.05.2010	27.05.2010	14	0,88	1,51	11,70	1,00	694	8,60	3,57	M. Basedow	diss. Autonomiel/ M. Basedow
P13	25	13.03.2010	27.03.2010	14	1,31	1,59	24,27	1,19	356	7,60	3,16	M. Basedow	
P18	45	17.03.2010	31.03.2010	14	1,37	0,94	9,66	1,19	405	8,80	3,65	M. Basedow	
P19	35	11.03.2010	25.03.2010	14	1,35	1,74	13,46	1,01	434	8,20	3,40	M. Basedow	
P24	29	12.03.2010	26.03.2010	14	1,16	1,74	2,20	0,77	195	3,90	1,62	M. Basedow	
P31	52	12.03.2010	15.03.2010	3	0,77	1,84	0,77	0,82	560	8,20	3,40	M. Basedow	
P39	66	31.05.2008	14.06.2008	14	1,17	0,69	14,33	1,93	757	18,10	7,51	M. Basedow	
P45	71	07.11.2008	21.11.2008	14	1,58	2,44	10,67	1,59	294	8,50	3,53	M. Basedow	
P46	80	07.11.2008	21.11.2008	14	0,72	1,24	14,26	1,09	393	6,70	2,78	M. Basedow	
P51	53	19.03.2010	02.04.2010	14	0,53	0,29	13,70	0,13	387	6,70	2,78	M. Basedow	
P58	53	25.03.2010	08.04.2010	14	0,13	0,22	6,16	0,12	314	3,20	1,33	M. Basedow	
P61	50	25.03.2010	08.04.2010	14	0,43	2,49	16,43	0,26	310	5,50	2,28	M. Basedow	
P62	28	28.03.2010	11.04.2010	14	0,16		3,49	0,27	192	2,10	0,87	M. Basedow	

Patienten-ID	Alter	Ausgabe	Rücksendung	Dauer der Messung	Mittelwert OSL	Mittelwert TLD	Dosis Finger ring PA/ mSv	Dosis Finger ring BE/ mSv	Therapieaktivität [MBq]	Dosisleistung in 1m [µSv/h]	Dosis berechnet nach Entlassung [mSv]	Diagnose	Bemerkung
P63	22	28.03.2010	11.04.2010	14	0,17		0,18	3,31	470	3,50	1,45	M. Basedow	
P64	69	13.04.2010	27.04.2010	14	0,94	1,40	15,86	0,66	1412	16,70	6,93	M. Basedow	
P83	37	01.05.2010	15.05.2010	14	0,19	0,36	10,14	0,38	272	7,10	2,95	M. Basedow	
P101	47	13.05.2010	27.05.2010	14	0,55	0,71	19,42	0,96	694	8,40	3,49	M. Basedow	
P113	48	22.05.2010	05.06.2010	14	0,60		8,21	0,14	362	5,06	2,10	M. Basedow	
P114	69	27.05.2010	10.06.2010	14	1,55		9,03	19,47	382	4,90	2,03	M. Basedow	
P130	50	09.06.2010	23.06.2010	14	0,36	0,26	8,12	0,30	352,5	7,00	2,91	M. Basedow	
P133	27	11.06.2010	25.06.2010	14	1,31	1,31	13,38	0,56	188	4,47	1,86	M. Basedow	
P139	60	12.06.2010	26.06.2010	14	0,23	0,01	4,77	0,62	317	6,75	2,80	M. Basedow	
P146	68	18.06.2010	02.07.2010	14	0,14	0,06	35,83	0,42	279	5,20	2,16	M. Basedow	
P147	47	18.06.2010	02.07.2010	14	0,14	0,00	2,58		186	3,70	1,54	M. Basedow	
P149	56	19.06.2010	03.07.2010	14	0,29	0,01	3,06	0,23	736	7,70	3,20	M. Basedow	
P150	37	19.06.2010	03.07.2010	14	0,21	0,06	15,25	1,98	234	5,70	2,37	M. Basedow	
P4	67	25.03.2010	08.04.2010	14	0,89	1,54	0,99	0,98	368	1,20	0,50	SD-Karzinom	Ablationskontrolle
P11	43	11.03.2010	25.03.2010	14	0,80	1,54	1,05	0,71	364	0,70	0,29	SD-Karzinom	Ablationskontrolle
P53	74	18.03.2010	01.04.2010	14	0,06	0,00	1,02	0,08	369	1,40	0,58	SD-Karzinom	Ablationskontrolle
P54	49	25.03.2010	08.04.2010	14	0,03	0,97	0,50	0,09	368	0,70	0,29	SD-Karzinom	Ablationskontrolle
P55	43	18.03.2010	01.04.2010	14	0,02	0,00	0,25	0,03	360	0,10	0,04	SD-Karzinom	Ablationskontrolle
P59	73	18.03.2010	01.04.2010	14	0,05	0,00	0,48	0,08	373	1,50	0,62	SD-Karzinom	Ablationskontrolle
P65	53	15.04.2010	22.04.2010	7	0,06	0,08	1,06	0,12	389	2,65	1,10	SD-Karzinom	Ablationskontrolle
P70	42	15.04.2010	29.04.2010	14	0,02	0,05	1,22	0,16	364	2,07	0,86	SD-Karzinom	Ablationskontrolle
P15	77	18.03.2010	01.04.2010	14	1,25	3,34	4,95	1,14	3406	13,20	5,48	SD-Karzinom	
P71	70	14.04.2010	28.04.2010	14	0,50	0,50	8,83	0,63	714	7,80	3,24	SD-Karzinom	
P84	41	04.05.2010	18.05.2010	14	0,25	0,26	10,39	0,07	3312	11,90	4,94	SD-Karzinom	
P107	67	23.05.2010	06.06.2010	14	0,13	0,31	3,47	0,18	3612	8,91	3,70	SD-Karzinom	
P136	73	14.06.2010	28.06.2010	14	0,18	0,00		0,25	7173	6,90	2,86	SD-Karzinom	
P7					0,96	0,22	11,42	0,64					

## 7.2 Statistische Auswertung

### 7.2.1 Explorative Datenanalyse der Patientenmessdaten

**Verarbeitete Fälle**

	Fälle					
	Gültig		Fehlend		Gesamt	
	N	Prozent	N	Prozent	N	Prozent
Fingerring PA	132	89,8%	15	10,2%	147	100,0%

**Deskriptive Statistik**

		Statistik	Standardfehler
Fingerring PA	Mittelwert	12,4151	,85344
	95% Konfidenzintervall des Mittelwerts		
	Untergrenze	10,7268	
	Obergrenze	14,1034	
	5% getrimmtes Mittel	11,5089	
	Median	10,4200	
	Varianz	96,144	
	Standardabweichung	9,80530	
	Minimum	,25	
	Maximum	48,78	
	Spannweite	48,53	
	Interquartilbereich	11,67	
	Schiefe	1,312	,211
	Kurtosis	1,951	,419

**Perzentile**

		Perzentile						
		5	10	25	50	75	90	95
Gewichtetes Mittel (Definition 1)	Fingerring PA	1,0395	2,0250	4,9125	10,4200	16,5875	25,1780	33,1195
Tukey-Angelpunkte	Fingerring PA			4,9250	10,4200	16,5350		

**Extremwerte**

			Fallnummer	Wert
Fingerring PA	Größte Werte	1	98	48,78
		2	73	43,87
		3	136	43,30
		4	23	38,78
		5	25	37,27
	Kleinste Werte	1	51	,25
		2	55	,48
		3	50	,50
		4	139	,84
		5	4	,99

## 7.2.2 Explorative Datenanalyse der Angehörigenmessdaten

**Verarbeitete Fälle**

	Fälle					
	Gültig		Fehlend		Gesamt	
	N	Prozent	N	Prozent	N	Prozent
OSL	135	91,8%	12	8,2%	147	100,0%
TLD	114	77,6%	33	22,4%	147	100,0%
Fingerring BE	135	91,8%	12	8,2%	147	100,0%

**Deskriptive Statistik**

		Statistik	Standardfehler
OSL	Mittelwert	,6451	,04230
	95% Konfidenzintervall des Mittelwerts		
	Untergrenze	,5614	
	Obergrenze	,7288	
	5% getrimmtes Mittel	,6120	
	Median	,5500	
	Varianz	,242	
	Standardabweichung	,49153	
	Minimum	,00	

	Maximum	2,34	
	Spannweite	2,34	
	Interquartilbereich	,75	
	Schiefe	,868	,209
	Kurtosis	,395	,414
TLD	Mittelwert	,7947	,06711
	95% Konfidenzintervall des Untergrenze	,6618	
	Mittelwerts Obergrenze	,9277	
	5% getrimmtes Mittel	,7315	
	Median	,6550	
	Varianz	,513	
	Standardabweichung	,71655	
	Minimum	,00	
	Maximum	3,34	
	Spannweite	3,34	
	Interquartilbereich	,93	
	Schiefe	1,143	,226
	Kurtosis	1,199	,449
Fingerring BE	Mittelwert	,6838	,04653
	95% Konfidenzintervall des Untergrenze	,5918	
	Mittelwerts Obergrenze	,7758	
	5% getrimmtes Mittel	,6389	
	Median	,5900	
	Varianz	,292	
	Standardabweichung	,54062	
	Minimum	,03	
	Maximum	3,05	
	Spannweite	3,02	
	Interquartilbereich	,76	
	Schiefe	1,276	,209
	Kurtosis	2,173	,414

## Perzentile

		Perzentile						
		5	10	25	50	75	90	95
Gewichtetes Mittel (Definition 1)	OSL	,0580	,1260	,2400	,5500	,9900	1,3100	1,5560
	TLD	,0000	,0000	,2100	,6550	1,1400	1,7150	2,5025
	Fingerring BE	,1140	,1360	,2400	,5900	1,0000	1,4120	1,6520
Tukey-Angelpunkte	OSL			,2450	,5500	,9850		
	TLD			,2100	,6550	1,1400		
	Fingerring BE			,2450	,5900	,9950		

## Extremwerte

			Fallnummer	Wert
OSL	Größte Werte	1	76	2,34
		2	39	2,02
		3	1	1,99
		4	16	1,88
		5	22	1,58 <sup>a</sup>
	Kleinste Werte	1	105	,00
		2	101	,01
		3	66	,02
		4	51	,02
		5	50	,03
TLD	Größte Werte	1	15	3,34
		2	27	2,74
		3	39	2,64
		4	8	2,54
		5	29	2,54
	Kleinste Werte	1	143	,00
		2	132	,00
		3	127	,00
		4	120	,00
		5	93	,00 <sup>b</sup>

Fingerring BE	Größte Werte	1	53	3,05
		2	75	2,35
		3	146	1,98
		4	35	1,93
		5	122	1,92
	Kleinste Werte	1	51	,03
		2	80	,07
		3	105	,08
		4	55	,08
		5	49	,08

a. Nur eine partielle Liste von Fällen mit dem Wert 1,58 wird in der Tabelle der oberen Extremwerte angezeigt.

b. Nur eine partielle Liste von Fällen mit dem Wert ,00 wird in der Tabelle der unteren Extremwerte angezeigt.



## 7.3 Patienteninformation

# Universitätsklinikum Carl Gustav Carus

## Klinik und Poliklinik für Nuklearmedizin

Direktor: Prof. Dr. med. J. Kotzerke

Tel.: (0351) 458-4160

Fax.: (0351) 458-5347

Email:

Nuklearmedizin@uniklinikum-dresden.de

<http://www.tu-dresden.de/mednukl>

Universitätsklinikum Carl Gustav Carus • Fetscherstr. 74 • 01307 Dresden



Universitätsklinikum  
Carl Gustav Carus Dresden  
an der Technischen  
Universität Dresden  
Anstalt des öffentlichen Rechts  
des Freistaates Sachsen

Hausanschrift:  
Fetscherstraße 74  
01307 Dresden  
Telefon 0351 458 -0

Sehr geehrte(r)

während der letzten Tage haben Sie sich einer Radioiodtherapie unterzogen. Vor ca. 8 Jahren waren die Wartezeiten für eine solche Therapie noch extrem lang. Dank der Erweiterung des Therapieangebotes in Sachsen und den Änderungen der Strahlenschutzgesetzgebung im Jahre 2002, haben sich die Wartezeiten für die Radioiodtherapie spürbar verkürzt.

Die Strahlenschutzgesetzgebung schreibt vor, dass ein Patient erst dann nach einer Radioiodtherapie entlassen werden kann, wenn die von ihm ausgehende restliche Strahlenwirkung für andere Personen unbedenklich geworden ist. Aus diesem Grunde führen wir auf der Station regelmäßige Strahlenschutzmessungen durch.

Aus dem Messwert am Entlassungstag ("Nachmessung") lässt sich die Strahlenbelastung von Personen ihrer Umgebung abschätzen. Wir nehmen aber an, dass ein bei Ihnen und der Person im Haushalt gemessener Wert viel repräsentativer sein wird und vor allem viel niedriger als der abgeschätzte Wert. Ist unsere Vermutung richtig, würden wir die gesetzlichen Annahmen (aus dem Jahr 2002) bestätigen und unsere eigenen Messungen aus dem Jahr 2000 auch mit den gesetzlichen Veränderungen vergleichen können.

Zur Ermittlung von Messwerten möchten wir Ihnen so genannte Dosimeter mitgeben, die Sie nach Ablauf von 14 Tagen nach dem Entlassungstag, im bereits dafür vorbereiteten Briefumschlag bitte an uns zurücksenden.

Sie und eine Person Ihrer Umgebung erhalten ein Fingerringdosimeter und eine Dosimeterkassette. Die schwarze Dosimeterkassette sollten Sie vom .....bis ..... einfach unter das Kopfkissen der Person aus Ihrer Umgebung legen. Der strahlenschutzrelevante dichteste und längste Kontakt zur Person aus der Umgebung kommt üblicherweise in den Nachtstunden (8 Stunden) zustande.

Das Fingerdosimeter tragen Sie (**Patient - gelb**) PA ..... und die Person aus ihrer Umgebung (**Begleitperson - orange**) BE ..... bitte während der ganzen 14 Tage. Diese Dosimeter sind unempfindlich gegen Nässe und Schmutz, sie müssen beim Waschen nicht unbedingt abgelegt werden.

Die Dosimeter sind von der Strahlenschutzbehörde amtlich registriert. Bitte denken Sie daran, uns die Dosimeter in dem dafür vorbereiteten Umschlag zurück zu senden. Wir können ihnen versichern dass alle Daten anonym erhoben werden!

Vielen Dank für Ihre Mitarbeit. Falls Sie Rückfragen haben können Sie uns auch telefonisch erreichen.

Stationsarzt  
Frau OÄ Dr. med. A. Strumpf  
Tel.: 0351 458 2226

Medizinphysiker  
Dipl.-Phys. M. Andreeff  
Tel.: 0351 458 1-2128

### Bemerkungen:

.....

.....

.....

.....

**Vorstand:**  
Prof. Dr. med. D. M. Albrecht  
(Sprecher)  
Wilfried E.B. Winzer

**Vorsitzender des  
Aufsichtsrates:**  
Prof. Dr. med. Peter C. Scriba

**Bankverbindungen:**  
Dresdner Bank Dresden  
Konto-Nr. 509 050 700  
BLZ 850 800 00

Stadtsparkasse Dresden  
Konto-Nr. 348 301 113  
BLZ 850 551 42

Deutsche Bank AG  
Konto-Nr. 500 52 02  
BLZ 870 700 00

Commerzbank Dresden  
Konto-Nr. 805 07 00  
BLZ 850 400 00

## 7.4 Technisches Datenblatt für den TLD-Fingerring

### Landesanstalt für Personendosimetrie und Strahlenschutz Ausbildung Mecklenburg-Vorpommern

Innovationspark Wuhlheide  
Köpenicker Straße 325, Haus 41, 12555 Berlin

☎ (030) 65 76 - 3125  
Telefax: (030) 65 76 - 3120



### Technisches Datenblatt für den TLD-Disk-Fingerring Photonen (LPS-TLD-TD 05)

Ausgabe September 2004

#### a) Bezeichnung des Dosimeters

Herstellertyp: TKD 2000  
Messstellen-Bezeichnung: LPS-TLD-TD 05  
PTB-Zulassungsnummer: 23.02/98.01

#### b) Anwendungsbereich

Teilkörperdosimetrie der Hände (andere  
Anwendungen nach Absprache möglich)

#### c) Strahlenarten

Photonenstrahlung (Röntgen- und Gammastrahlung)

#### d) Dosimetertyp

Thermolumineszenzdetektor (TLD)

#### e) Konstruktionsmerkmale der Dosimetersonde

Die Dosimetersonde besteht aus drei Teilen: einem Einweg-Ring, dem Thermolumineszenzdetektor (TLD) auf einem kreisförmigen Träger mit Barcode und einem Abdeckkappe (s. Abbildung).

Ring: verstellbarer Plastikring aus Polypropylen, Ringstärke 1,3 mm, Ringbreite 7,2 mm  
TLD: Typ DXT-RAD 100 aus LiF in natürlicher Zusammensetzung in Tablettenform mit 3 mm Durchmesser und 0,38 mm Dicke auf einen 0,05 mm dicken Träger aus Kapton geklebt, umgeben von einem Ring mit der Dosimeternummer in Klartext und als Barcode  
Abdeckkappe: diskusförmige Linse aus Polycarbonat (Visulett-Linse)  
Auswerteeinrichtung: Automatischer TLD-Reader Modell HARSHAW 6600 CD



#### f) Gebrauchshinweise

Trageposition / Befestigung: am Finger, Fixierung durch verstellbare Lasche  
(bei medizinischer Anwendung unter dem OP-Handschuh)  
Vorzugsrichtung des Strahleneinfalls: senkrecht zum TLD (TLD muss zur Strahlenquelle weisen.)  
Reinigung: Waschmittellösungen, Alkohol  
Desinfektion: Instrumentendesinfektionsmittel:  
z.B. Lysoformin, Gigasept, Desoform  
Sterilisation: Ethylenoxid- oder Formaldehyd-Sterilisation  
(Plasma-Sterilisation möglich)

Die Entscheidung über das anzuwendende Desinfektions-/Sterilisationsverfahren im medizinischen Bereich trifft der zuständige Hygieniker. Eine Erhitzung des Dosimeters über 80 °C führt zu einer Verminderung der Dosisanzeige und ist unbedingt zu vermeiden. Aus diesem Grunde ist eine Hitzesterilisation des Dosimeters z. B. im Dampf-Sterilisator nicht möglich.

Personenzuordnung: durch die Messstelle mit der Dosimeternummer zur Person  
Möglicher Tragezeitraum: 1 bis 6 Monate

**Landesanstalt für Personendosimetrie und Strahlenschutz Ausbildung  
Mecklenburg-Vorpommern**

Innovationspark Wuhlheide  
Köpenicker Straße 325, Haus 41, 12555 Berlin

☎ (030) 65 76 - 3125  
Telefax: (030) 65 76 - 3120



**g) Nenngebrauchsbereich**

Messgröße:	Photonenäquivalentdosis $H_X$
Photonenenergie:	10 keV bis 1400 keV
Strahleneinfallrichtung:	$\pm 60^\circ$
Dosis:	1 mSv bis 10.000 mSv

**h) Messwertänderungen durch folgende Einflussgrößen  
im Nenngebrauchsbereich**

Messwertverlust durch Temperaturen $> 80^\circ\text{C}$	
Strahlenenergie und Strahleneinfallrichtung:	$\pm 24\%$
Temperatur und rel. Luftfeuchte:	- 2 %
Sonnenlichteinstrahlung:	- 7 %
mechanischer Schock:	- 1 %
Lagerung in Wasser:	$\pm 1\%$
Reproduzierbarkeit:	$\sigma < 4\%$

**i) Störeinflüsse durch andere Strahlenarten**

Messwerterhöhung durch Beta-Strahlung mit  $E > 100\text{ keV}$

**j) Andere Eigenschaften**

Wiederverwendbarkeit:

Unter Laborbedingungen ist die Dosimetersonde bis zu 500-mal wiederverwendbar. Im realen Einsatzfall der monatlichen Überwachung beträgt die Wiederverwendbarkeit ca. 50-mal, wenn keine Einzelexposition von mehr als 75 mSv aufgetreten ist. Dosimetersonden dürfen nicht beschädigt und verschmutzt sein.

Wiederverwendbarkeit nach Hochdosisbestrahlung:

Übersteigt der Messwert 75 mSv, werden die TLD-Elemente ausgesondert.

Fading:

Im angegebenen Tragezeitraum ist das Fading vernachlässigbar. Es beträgt pro Jahr max. 10 % bei Raumtemperatur.

*Ein wiederholtes Auslesen des Messwertes ist nicht möglich!*

## **Eidesstattliche Erklärung**

Ich versichere, dass ich die vorliegende Diplomarbeit selbständig und nur unter Verwendung der angegebenen Hilfsmittel und Literatur an der Klinik und Poliklinik für Nuklearmedizin der Medizinischen Fakultät Carl Gustav Carus der Technischen Universität Dresden unter Leitung von Herrn Prof. Dr. Hinderer und Herrn Dr. Andreeff angefertigt habe.

Die Arbeit wurde in dieser oder ähnlicher Form an keiner anderen Stelle zum Zwecke eines anderen Prüfungsverfahrens eingereicht.

Jörg Claußnitzer

Dresden, 19. August 2010